



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Implementación de Radiocirugía Extracraneana (SBRT)

Implementing Stereotactic Body Radiation Therapy

Jaime Hipólito Cabrera Salcedo

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias
Departamento de Física
Maestría en Física Médica
Bogotá, Colombia

2016

Implementación de Radiocirugía Extracraneana (SBRT)

Implementing Stereotactic Body Radiation Therapy

Jaime Hipólito Cabrera Salcedo

Trabajo final de maestría presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física Médica

Directora:

PD y Ph.D María Cristina Plazas

Codirector:

M.Sc. Edwin Eduardo Rozo

Línea de Investigación:

Dosimetría Clínica

Grupo de Investigación:

Grupo de Física Médica

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias

Departamento de Física

Maestría en Física Médica

Bogotá, Colombia

2016

A mis familia por su apoyo incondicional en las etapas de mi vida.

“Si he logrado ver más lejos, ha sido porque he subido a hombros de gigantes”.

Isaac Newton

Contenido

Resumen	xxi
1 Introducción	1
2 Objetivos	3
2.1 Objetivo General	3
2.2 Objetivos Específicos	3
3 Marco Teórico	5
3.1 Radiocirugía Extracraneana (<i>Stereotactic Body Radiation Therapy</i>)	5
3.1.1 Técnicas de SBRT	6
3.2 Aspectos físicos de haces externos	9
3.2.1 Factor de dosis relativa (RDF)	9
3.2.2 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	9
3.2.3 Razón tejido-simulador físico (TPR) y razón tejido-máximo (TMR) .	11
3.2.4 Perfiles del haz (OAR)	11
3.3 Determinación de la dosis absorbida en EBRT	13
3.3.1 Especificación de la calidad del haz	13
3.3.2 Determinación de la dosis absorbida en agua	14
3.3.3 Corrección por magnitudes de influencia	15
3.3.4 Dosis absorbida en z_{max}	17
3.3.5 Valores de k_{Q,Q_0} por la calidad del haz	17
3.4 Dosimetría de Campos Pequeños	19
3.4.1 Antecedentes	19
3.4.2 Campo Pequeño	19
3.5 Acelerador Lineal de Electrones	23
3.5.1 Guía de Aceleración de Ondas	24
3.6 Sistema de Colimación por Multihojas (MLC)	25
3.6.1 Transmisión	26
3.6.2 Dosimetric Leaf Gap	27
3.6.3 Tongue and Groove	28
3.6.4 Penumbra	29
3.7 Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT)	30
3.7.1 On-Board Imager	31

3.7.2	Dispositivo Electrónico de Adquisición de Imágenes Portales (EPID) .	32
3.8	Detectores de radiación utilizados	34
3.8.1	Cámaras de ionización	34
3.8.2	Detector de diamante sintético - Diodo Schottky	35
4	Materiales	39
4.1	Acelerador Lineal Silhouette	39
4.1.1	Portal Dosimetry	40
4.2	Sistemas de dosimetría	41
4.2.1	Sistema de dosimetría MP3-M de PTW	41
4.2.2	Electrómetro PTW UNIDOS E T10010	42
4.2.3	Cámara de ionización PTW Farmer 30013	43
4.2.4	Cámara de ionización PTW Semiflex 31010	44
4.2.5	Detector PTW microDiamond 60019	45
4.3	Sistemas de calidad de imagen	46
4.3.1	Bloque Marker	46
4.3.2	Blade Calibration Plate	47
4.3.3	Simulador físico Las Vegas	47
4.3.4	Simulador físico Leeds TOR 18FG	47
4.3.5	Sistema NOMEX	48
4.4	Otros elementos de control de calidad	48
4.4.1	Front Pointer	48
4.4.2	Cubo de isocentro	49
5	Métodos	51
5.1	Caracterización genérica del Acelerador Lineal	52
5.1.1	Indicadores en la rotación del brazo	52
5.1.2	Indicadores en la rotación del colimador	52
5.1.3	Telémetro	52
5.1.4	Coincidencia del láser en el isocentro	53
5.1.5	Centrado en el retículo (<i>Cross-hair</i>)	53
5.1.6	Isocentro mecánico	53
5.1.7	Verticalidad camilla	54
5.1.8	Tamaño de campo luminoso	54
5.1.9	Planicidad y simetría	55
5.1.10	Calidad del haz	55
5.1.11	Dosimetría absoluta de calibración	55
5.2	Caracterización del Sistema de Colimación por Multihojas	56
5.2.1	Coincidencia del eje del colimador	56
5.2.2	Alineación de la posición de las hojas	56

5.2.3	Alineación de hojas opuestas	56
5.2.4	Garden Fence	57
5.2.5	Picket Fence	58
5.2.6	Estabilidad de la velocidad de las hojas	58
5.2.7	Factor de transmisión de hoja	58
5.2.8	Dosimetric Leaf Gap	59
5.2.9	Penumbra	60
5.2.10	Tongue and Groove	61
5.3	Dosimetría de puesta en marcha para Campos Pequeños	61
5.4	Caracterización del Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT)	63
5.4.1	Bloqueos de seguridad por colisión	63
5.4.2	Posicionamiento mecánico de los brazos ExactArm	63
5.4.3	Precisión en el posicionamiento y reposicionamiento por imagen	64
5.4.4	Coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen y de tratamiento	65
5.4.5	Precisión en la escala	65
5.4.6	Resolución espacial y contraste	65
5.4.7	Uniformidad y ruido	68
5.4.8	Calidad del haz y dosis de la imagen	69
6	Resultados y Discusión	71
6.1	Control de Calidad del Acelerador Lineal	71
6.1.1	Indicadores en la rotación del brazo	71
6.1.2	Indicadores en la rotación del colimador	71
6.1.3	Telémetro	72
6.1.4	Coincidencia del láser en el isocentro	73
6.1.5	Centrado del retículo	73
6.1.6	Isocentro mecánico	74
6.1.7	Verticalidad de la camilla	75
6.1.8	Tamaño de campo de luz	75
6.1.9	Planicidad y simetría	76
6.1.10	Calidad del haz	76
6.1.11	Dosimetría absoluta de calibración	76
6.2	Caracterización del Sistema de Colimación de multihojas (MLC)	77
6.2.1	Coincidencia del eje del colimador	77
6.2.2	Alineación de la posición de las hojas	78
6.2.3	Alineación de hojas opuestas	78
6.2.4	Garden Fence	80
6.2.5	Picket Fence	81
6.2.6	Estabilidad de la velocidad de las hojas	82

6.2.7	Transmisión	85
6.2.8	Dosimetric Leaf Gap	86
6.2.9	Penumbra	87
6.2.10	Tongue and Groove	89
6.3	Dosimetría de Campos Pequeños	91
6.3.1	Perfiles	91
6.3.2	Curvas de Dosis en Profundidad	96
6.3.3	Output Factors	97
6.4	Caracterización del Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT) .	100
6.4.1	Bloqueos de seguridad por colisión	100
6.4.2	Posicionamiento mecánico de los brazos ExactArm	100
6.4.3	Precisión en el posicionamiento y reposicionamiento por imagen . . .	100
6.4.4	Coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen y de trata- miento	101
6.4.5	Precisión en la escala	102
6.4.6	Resolución espacial y contraste	102
6.4.7	Uniformidad y ruido	105
6.4.8	Calidad del haz y de dosis de la imagen	106
7	Conclusiones	109
	Bibliografía	111

Lista de Figuras

3-1. Sistemas de inmovilización tipo <i>frame</i> y <i>frameless</i> .(a) Todd-Wells stereotactic frame (Marco esterotático). (b) Mascara termoplastica (<i>frameless</i>).	5
3-2. Técnicas de radioterapia de intensidad modulada usadas en un acelerador lineal. (a) Arreglo de campos de IMRT y distribución de dosis de un plan de SBRT de pulmón creado con el simulador físico XCAT [10]. (b) Vista transversal de un plan de RapidArc en el TPS Eclipse para SBRT [11]. . . .	7
3-3. CyberKnife M6 System	8
3-4. TomoTherapy	8
3-5. Geometría de medida para RDF. Tomada de [9].	9
3-6. Geometría de medida para PDD. Tomada de [9].	10
3-7. Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10 cm ² y SSD de 100 cm para diferentes energías en MeV. Tomada de [9].	10
3-8. Geometrías para la medida de: (a) TPR, (b) TMR. Tomadas de [9].	11
3-9. Regiones del perfil del haz. Tomada de [9].	12
3-10. Configuración para la medida del índice de calidad del haz Q. Tomada de [12].	13
3-11. Valores calculados de k_Q en función de la calidad de radiación. Tomada de [12].	18
3-12. Superposición de la penumbra. Tomada de [15].	20
3-13. Perfiles de dosis de 6 mm ² y 24 mm ² para diferentes configuraciones de colimador secundario. Tomada de [16].	20
3-14. Pérdida de equilibrio electrónico lateral	21
3-15. Factor de dispersión total (OF) medido con distintos detectores para conos desde 10 mm hasta 40 mm de diámetro. Tomada de [17].	22
3-16. (a) Perfil de dosis para un cono de 12.5 mm. (b) Perfil de dosis para un cono de 40 mm. Tomada de [17].	22
3-17. Esquema de un acelerador lineal médico. Tomada de [9].	23
3-18. (a) Aplanación del haz. Tomada de [18]. (b) Sistema de colimación con MLC terciarias. Tomada de [19].	24
3-19. Esquema de una guía de aceleración. Tomada de [18].	24
3-20. Esquema del Colimador Multiláminas <i>MilleniumTM 120</i> de Varian Medical Systems, Inc. Tomada de [22]	25
3-21. (a) Esquema general de una hoja del MLC. Tomada de [19]. (b) Vista lateral y frontal de las hojas del MLC. Tomada de [23].	26

3-22. Transmisión debida al extremo de hoja redondeado: A. Haz de radiación, B. MLC C. Extremos de hoja redondeados, D. Valor del <i>dosimetric leaf gap</i> , E. Dosis transmitida a través de los extremos de las hojas F. Dosis Transmitida a través de las hojas del MLC. Tomada de [4].	28
3-23. Efecto de <i>Tongue and Groove</i> . Tomada de [22].	28
3-24. Diagrama para calcular la penumbra geométrica. Tomada de [24].	29
3-25. Acelerador lineal con los brazos Exact [®] Amrs en posición de toma de imagen. Tomada de [26].	30
3-26. Geometría del colimador de la fuente de kV. Tomada de [27].	31
3-27. (a) EPID aS1000 de Varian Medical Systems, Inc [31]. (b) Brazo Exact [®] Arm de PortalVision [™] . Tomada de [32].	32
3-28. Unidad de detección de imagen. Tomada de [33].	33
3-29. Esquema de una cámara de ionización. Tomada de [35].	34
3-30. Variación de la carga recolectada como función del voltaje aplicado en un detector gaseoso y las diferentes regiones de operación del detector. Tomada de [18].	35
3-31. Diseño de los electrodos en una cámara de ionización cilíndrica. Tomada de [35].	35
3-32. (a) Estructura de capas del SCDD. Tomada de [36]. (b) Estructura de bandas propuesta para la juntura metal/diamante del SCDD. Tomada de [36]. . . .	36
4-1. Acelerador lineal Clinac [®] iX, Varian.	39
4-2. (a) Imagen de dosis portal predicha. (b) Imagen de dosis portal medida. Imágenes adquiridas en el área del radioterapia del HU-FSFB.	41
4-3. Sistema MP3-M de PTW. Tomada de [40].	41
4-4. Electrómetro Unidos E T10010 de PTW. Tomada de [40].	42
4-5. (a) Cámara de ionización Farmer 30013 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Farmer 30013 de PTW. Tomada de [35].	43
4-6. (a) Cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. Tomadas de [35].	44
4-7. (a) Detector microDiamond 60019 de PTW. (b) Plano del detector microDiamond 60019 de PTW. Tomadas de [35].	46
4-8. (a) Simulador físico Marker. (b) Blade Calibration Plate.	46
4-9. (a) Simulador físico Las Vegas. (b) Simulador físico Leeds TOR 18FG. . . .	47
4-10. Multímetro T11049 (izquierda) y Dosímetro T11050 (derecha) NOMEX de PTW. Tomada de [49].	48
4-11. (a) Front pointer puesto en el cabezal del acelerador lineal Clinac [®] iX. (b) Cubo de isocentro.	49
5-1. Esquema de los dos campos usando en prueba de alineación de hojas opuestas.	57
5-2. Esquema de la prueba de Garden Fence. Tomada de [56].	57
5-3. Esquema de medida del factor de transmisión. Tomada de [4].	59

5-4.	Configuración de campos para medir la penumbra del haz: (a) Campo cuadrado no centrado en el eje. (b) Campo rómbico no centrado en el eje.	60
5-5.	Configuración de campos para la prueba de <i>tongue and groove</i>	61
5-6.	Configuración para la medida de a) los perfiles y las curvas de dosis en profundidad y b) para el <i>output factor</i> . Tomadas de [4].	63
5-7.	Puntos sensibles para evaluar los bloqueos por colisión.	64
5-8.	(a) Esquema de las filas y las columnas del simulador físico Las Vegas. (b) Valores de contraste y resolución a partir de las filas y las columnas visible en el simulador físico Las Vegas. Tomadas de [46].	66
5-9.	Esquema interno del simulador físico Leeds. Tomada de [48].	67
6-1.	Verificación de la precisión del telémetro usando el <i>front pointer</i> . (a) SSD=90 cm. (b) SSD=100 cm. (c) SSD=110 cm.	72
6-2.	Coincidencia del láser en el isocentro.	73
6-3.	Prueba de centrado del retículo.	73
6-4.	Prueba del isocentro para el brazo. (a) Vista a 90° de los láseres. (b) Vista a 90° del retículo. (c) Vista a 270° de los láseres. (d) Vista a 270° del retículo.	74
6-5.	Isocentro de la Camilla.	74
6-6.	Verticalidad de la Camilla, valores de la SSD en centímetros.	75
6-7.	Resultados de la prueba de conciencia del eje del colimador. (a) Patrón de línea obtenido con el detector EPID. (b) Contorno de la estrella obtenida con el detector EPID.	77
6-8.	FWHM del campo usando en la prueba de Alineación de la posición de las hojas	78
6-9.	(a) Prueba de alineación de hojas opuestas. Imagen obtenida con el detector EPID. (b) Dosis relativa en a lo largo de X=0 mm en la prueba de alineación de hojas opuestas.	79
6-10.	Prueba de Garden Fence para diferentes ángulos del brazo: (a) Patrón de líneas obtenido con el detector EPID. (b) a 0°. (c) a 90°. (d) a 270°.	80
6-11.	Patrón de líneas en la prueba de Picket Fence con brazo a 0°. Imagen obtenida con el detector EPID.	81
6-12.	Prueba de Picket Fence para diferentes ángulos del brazo: (a) a 0°. a 90°. (c) a 270°. Donde los perfiles corresponden del inferior al superior a las líneas de -150 mm, -100 mm, -50 mm, 0 mm, 50 mm, 100 mm y 150 mm del eje X que se observan en la Figura 6-11.	82
6-13.	Picos de la prueba de Picket Fence con brazo a 0°.	83
6-14.	(a) Fluencia obtenida con el detector EPID, a partir de la prueba de estabilidad en la velocidad del MLC. (b) Vista lateral de la fluencia obtenida con el detector EPID.	83

6-15. Coeficiente de correlación lineal de la pendiente del perfil de dosis de la prueba de estabilidad de la velocidad del MLC.	84
6-16. Perfil en Inplane de la transmisión de multihojas para: (a) Banco A, (b) Banco B.	85
6-17. Transmisión en 0 del eje X	85
6-18. Método para hallar el valor del <i>dosimetric leaf gap</i>	86
6-19. Penumbra del cuadrado ilustrado en la Figura 5-4a.	87
6-20. Penumbra definida para el campo rómbico mostrado en la Figura 5-4b para: (a) el banco de multihojas B en X1 y (b) para el banco de multihojas A en X2.	88
6-21. Patrón de líneas obtenido con el detector EPID, en la prueba de <i>tongue and groove</i>	89
6-22. (a) Perfil promedio de la prueba de <i>tongue and groove</i> . (b) Subdosificación debida al efecto de <i>tongue and groove</i>	89
6-23. Repetitividad del sistema de dosimetría MP3-M en las regiones de penumbra y umbra para un campo de 4 cm x 4 cm.	91
6-24. Perfiles para campos cuadrados de: (a) 1 cm ² , (b) 2 cm ² , (c) 3 cm ² , (d) 4 cm ² , conformados por el colimador de mandíbulas en el eje Y (InPlane) y eje X (CrossPlane) para las profundidades de: 15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm, 300 mm.	93
6-25. Perfiles para campos cuadrados de: (a) 1 cm ² , (b) 2 cm ² , (c) 3 cm ² , (d) 4 cm ² , conformados por el colimador de multihojas en el eje Y (InPlane) y eje X (CrossPlane) para las profundidades de: 15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm, 300 mm.	94
6-26. Penumbra para campo de 4 x 4 cm ² en los ejes inplane (Y) y crossplane (X) en diferentes profundidades.	95
6-27. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos cuadrados conformados por: (a) colimador de mandíbulas, (b) colimador multihojas.	96
6-28. Diferencia entre los valores de PDD obtenido para los campos por el colimador de mandíbulas y el colimador multihojas.	97
6-29. Output factor para con tamaño en Y fijo de 4 cm para el colimador de mandíbulas (Jaws) y colimador multihojas (MLC).	98
6-30. Output factors para campos conformados por: (a) colimador de mandíbulas y (b) colimador de multihojas.	99
6-31. Patrón mostrados en la prueba de reposición en imágenes de (a) MV y (b) kV.	101
6-32. Prueba de coincidencia de los ejes de coordenadas para EPID, utilizando el simulador físico Cubo de isocentro. En angulaciones del brazo : (a) 0°, (b) 90°, (c) 180°, (d) 270°.	101
6-33. Prueba de coincidencia de los ejes de coordenadas para OBI, utilizando el simulador físico Marker. Cuando el tubo de rayos X tiene una angulación de: (a) 0°, (b) 90°, (c) 180°, (d) 270°.	102

6-34. Escala en el OBI.	103
6-35. Prueba de resolución y contraste utilizando el simulador físico Las Vegas. . .	103
6-36. (a) Prueba de contraste utilizando el simulador físico Leeds, (b) prueba de resolución utilizando el simulador físico Leeds, para imágenes adquiridas con el sistema OBI.	104
6-37. Repetitividad del sistema de dosimetría NOMEX.	106

Lista de Tablas

3-1. Condiciones de referencia para la medición del $\text{TPR}_{20,10}$ [12].	14
3-2. Condiciones de referencia para la medición de la dosis absorbida en agua [12].	15
3-3. Propiedades de la Aleación de Tungsteno [19].	27
3-4. Parámetros electricos del detector sintético de diamante (SCDD) [36].	37
4-1. Valores de distancia entre la fuente primaria y los componentes del cabezal de acelerador lineal iX de Varian [4].	40
4-2. Especificaciones técnicas del electrómetro PTW UNIDOS E [41].	42
4-3. Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PTW 30013 Farmer [42].	43
4-4. Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PTW 31010 Semiflex [35].	44
4-5. Especificaciones técnicas del detector PTW 60019 microDiamond [43].	45
5-1. Medidas requeridas para campo abierto [4].	62
5-2. Campos para los cuales se realizó la dosimetría descrita.	62
5-3. Sensitividad para bajo contraste en el simulador físico Leeds TOR [18FG] [60]	67
5-4. Resolución espacial en el simulador físico Leeds TOR [18FG] [48]	68
5-5. Protocolos para la toma de imágenes de kV con OBI	69
6-1. Resultado de la prueba de indicadores en la rotación del brazo.	71
6-2. Resultado de la prueba de indicadores en la rotación del colimador.	72
6-3. Resultado de la prueba de tamaño de campo de luz.	75
6-4. Resultado de la prueba de planicidad y simetría.	76
6-5. Promedio y desviación estandar de la distancia entre los picos de la prueba de alineación de hojas opuestas.	79
6-6. Error en la posición de las multihojas a partir de los picos obtenidos en la prueba de Garden Fence a las diferentes angulaciones del brazo.	81
6-7. Error en la posición de las multihojas a partir de los picos obtenidos en la prueba de Picket Fence a las diferentes angulaciones del brazo.	82
6-8. Promedio y desviación estandar del coeficiente de correlación.	84
6-9. Resultados de la prueba de repetividad del sistema de dosimetría MP3-M y microDiamond de PTW.	91
6-10. Penumbra para campo cuadrados conformados por el colimador de mandíbulas a diferentes profundidades.	93

6-11. Penumbra para campo cuadrados conformados por el colimador de multihojas a diferentes profundidades.	94
6-12. Output factors para campos conformados por el colimador de mandíbulas. .	97
6-13. Output factors para campos conformados por el colimador multihojas. . . .	97
6-14. Aumento en los output factors para campos conformados por el colimador multihojas respecto a las mandíbulas.	98
6-15. Aumento del output factors en campos rectangulares de ancho de 0.5 cm y 1 cm respecto al campo de lado en Y inmediatamente anterior.	99
6-16. Discrepancia en el posicionamiento de los brazos ExactArm	100
6-17. Uniformidad en imágenes de MV	105
6-18. Uniformidad en imágenes de kV	105
6-19. Resultados de la prueba de repetitividad del sistema de dosimetría NOMEX. .	107
6-20. Resultados de calidad del haz y dosis en imágenes de kV	107

Lista de Abreviaturas

Abreviaturas

Abreviatura	Término
AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina
CVD	<i>Chemical Vapor Deposition</i>
EBRT	Radioterapia Externa
EPID	Dispositivo Electrónico de Imágenes Portales
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagen
IMAT	Arcoterapia de Intensidad Modulada
IMRT	Radioterapia de Intensidad Modulada
HU-FSFB	Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá
kVD	Detector de rayos x con energía de keV
kVS	Fuente de rayos x con energía de keV
LINAC	Acelerador Lineal de Electrones
MLC	Colimador Multiláminas o Multihojas
MU	Unidad Monitor
MVD	Detector de rayos x con energía de MeV
OAR	<i>Off Axis Ratio</i> , Perfil de Dosis
OF	<i>Output Factor</i>
PDD	Porcentaje de Dosis en Profundidad
RDF	Factor de Dosis Relativa
SAD	<i>Source Axis Distance</i> , Distancia Fuente Isocentro
SBRT	<i>Stereotactic Body Radiation Therapy</i> , del inglés Radiocirugía Extracraneana
SCD	<i>Source Chamber Distance</i> , Distancia de la Fuente a la Cámara de Ionización
SCDD	Detector de Cristal de Diamante Sintético
SID	<i>Source to Imager Distance</i> , Distancia Fuente Detector de Imagen
SRS	<i>Stereotactic Radiosurgery</i> , Radiocirugía Estereotáctica
SSD	<i>Source Surface Distance</i> , Distancia Fuente Superficie
TMR	<i>Tissue Maximum Ratio</i> , Razón tejido-máximo
TPR	<i>Tissue Phantom Ratio</i> , Razón tejido-phantom
TPS	<i>Treatment Planning System</i> , Sistema de Planeación de Tratamientos

Abreviatura	Término
TRS	<i>Technical Series Reports</i> , Series de Reportes Técnicos
VMAT	Arcoterapia de Modulación Volumétrica
XCAT	<i>Extended Cardiac-Torso</i>

Glosario

Palabra	Significado
Brazo	Brazo de un acelerador lineal de uso médico.
<i>Gantry</i>	Anglicismo para el brazo del LINAC.
<i>Target</i>	Blanco en el cual chocan los electrones acelerados por el LINAC.
<i>Display</i>	Pantalla para visualizar parámetros.
Campo	Área de irradiación definida por los colimadores del acelerador lineal.
Simulador físico	Objeto diseñado para medir, evaluar, analizar y ajustar parámetros de dispositivos de imagen o tratamiento médico que usan radiación ionizante.

Resumen

Se realizó la implementación de la técnica de radiocirugía extracraneana (SBRT) en un acelerador lineal Clinac iX para su uso en tratamientos de altas dosis, en el área de radioterapia del Instituto de Oncología “Carlos Ardila Lülle” del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá. Para esto se realizó la caracterización de los parámetros mecánicos y dosimétricos del acelerador lineal Clinac iX y del sistema de colimación por multihojas, se encontró que todos los parámetros se encuentran dentro de los rangos de tolerancia establecidos para los tratamientos de SBRT, haciendo énfasis en la precisión de posicionamiento y constancia en la velocidad de las multihojas, garantizando la modulación del haz de radiación en los tratamientos de radiocirugía extracraneana. Se realizó la dosimetría de campos pequeños con el fin de dar precisión al sistema de planeación al calcular la dosis en volúmenes pequeños. Se encontró que los perfiles conformados por el sistema de colimación de multihojas se ensanchan debido a la transmisión interhoja y de extremo redondeado de hoja. Las curvas de dosis en profundidad sufren endurecimiento del haz cuando se conforma los campos con el sistema de multihojas. El output factor es siempre mayor para los campos conformados por el sistema de multihojas debido a la dispersión generada por el colimador. Se encontró que no es viable utilizar campos menores o iguales a 5 mm de ancho.

Palabras clave: Radiocirugía extracraneana, SBRT, MLC, acelerador lineal, campos pequeños, dosimetría.

1 Introducción

La radioterapia ha tenido grandes avances en cuanto a técnicas de tratamiento y a la tecnología empleada para ellas. En su comienzo, los tratamientos se realizaban sólo con una estimación para la localización del volumen a tratar, luego evolucionó a usar placas radiográficas para ello. Se pasó a la radioterapia conformal tridimensional, usando tomografías y bloques o colimadores para dar la forma al haz de radiación del volumen a tratar. Posteriormente apareció la radioterapia de intensidad modulada, la cual ofrece mediante un algoritmo de cálculo basado en una función objetivo, fluencias heterogéneas con las que se consigue una mayor conformación de la dosis de tratamiento al volumen objetivo [1].

La radiocirugía extracraneana o SBRT (*Stereotactic Body Radiation Therapy*) es un tratamiento de radioterapia que entrega altas dosis de radiación con alta precisión geométrica [2], que generalmente tiene de 1 a 5 sesiones de tratamiento, lo cual implica un alto gradiente de dosis y técnicas especializadas de planeación y entrega del tratamiento con sus respectivos controles de calidad. La precisión geométrica se mejora gracias a las técnicas de posicionamiento por imagen, esto es necesario para reducir los márgenes al volumen objetivo de tratamiento.

El presente trabajo final de maestría tiene como finalidad llevar a cabo la implementación y la puesta en marcha de la técnica de radiocirugía extracraneana en un centro de radioterapia, de tal forma que cumpla los estándares de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), y el Colegio Americano de Radiología (ACR). Esto se llevará a cabo mediante la caracterización de: el acelerador lineal de forma genérica; el sistema de colimación multihojas, siendo este el elemento que permite entregar tratamiento de intensidad modulada [3]. Esto se hace como preámbulo a realizar la dosimetría de puesta en marcha del algoritmo de optimización inversa utilizado en los cálculos de dosis para técnicas de IMRT. Para campos pequeños (desde 0.5 cm x 1 cm hasta 4 cm x 4 cm), esta dosimetría se realiza usando las condiciones geométricas recomendadas por VarianTM, con el fin de dar precisión al cálculo de dosis en radiocirugía extracraneana, ya que no se hace dosimetría de campos tan pequeños en la puesta en marcha del sistema de planeación [4], debido a que las técnicas convencionales no usan campos tan pequeños en sus tratamientos.

Posteriormente se hace la caracterización del sistema de guía de imágenes, dado éste es quién da la precisión geométrica a lo largo de los tratamientos de radiocirugía extracraneana. En base a la caracterización de los sistemas mencionados que hacen parte del curso del tratamiento con SBRT, se implementa las guías para llevar a cabo el aseguramiento en la calidad en radiocirugía extracraneana.

2 Objetivos

2.1. Objetivo General

Realizar la implementación de la técnica de radiocirugía extracraneana (SBRT), en un acelerador lineal *Clinac iX* de la marca *Varian Medical Systems* para su uso en tratamientos con altas dosis, en el área de Radioterapia del Instituto de Oncología “Carlos Ardila Lülle” del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá.

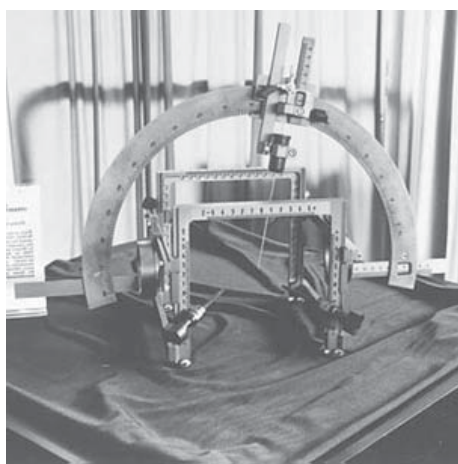
2.2. Objetivos Específicos

- Caracterizar el acelerador lineal Clinac iX, mecánica y dosimétricamente con énfasis en: la constancia del haz, sistema colimador multihojas, y sistema de guía de imágenes, para garantizar su correcto funcionamiento en todo el proceso de implementación de la radiocirugía extracraneana.
- Realizar la dosimetría de campos pequeños para dar precisión al TPS (*Treatment Planning System*) EclipseTM al calcular la dosis de volúmenes pequeños.
- Implementar guías de aseguramiento en la calidad general de SBRT, para garantizar que el acelerador lineal y las demás equipos utilizados estén siempre en los rangos de operación permitidos para poder realizar tratamientos de SBRT.

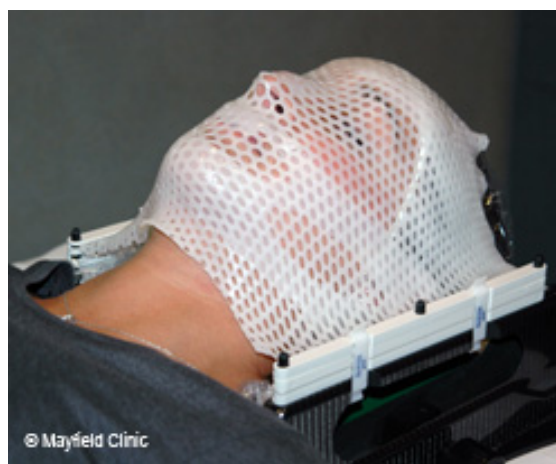
3 Marco Teórico

3.1. Radiocirugía Extracraneana (Stereotactic Body Radiation Therapy)

En el año de 1951 Lars Leksell desarrolló el método “destrucción no invasiva de lesiones intracraneales que pueden ser inaccesibles o no aptas para cirugía abierta” [5], al cual acuñó el término de radiocirugía estereotáctica (SRS), haciendo referencia a un tratamiento de una sola sesión con una alta dosis y una alta precisión espacial. Para garantizar esta precisión espacial se utilizaban marcos de madera fijados mediante tornillos al cráneo (Figura 3-1a), posteriormente y gracias a los sistemas de guía por imágenes (IGRT) se pudo tratamientos sin fijación mediante marco, con una precisión similar y usando sólo una máscara termoplástica (Figura 3-1b).



(a)



(b)

Figura 3-1: Sistemas de inmovilización tipo *frame* y *frameless*. (a) Todd-Wells stereotactic frame (Marco esterotático). (b) Mascara termoplastica (*frameless*).

Esta técnica junto con la radioterapia convencional dió inicio a la radiocirugía extracraneana, el hospital del Instituto Karolinska fue pionero en 1991 con tratamientos en pulmón e hígado [6–8]. El término *Stereotactic Body Radiation Therapy* fue introducido por Timmerman en 2002 [6], aunque también se lo referencia como *Stereotactic Ablative Radiotherapy*, en general todos estos términos hacen referencia a la radiocirugía extracraneana.

Son varios los retos a superar para realizar radiocirugía de lesiones extracraneales, entre ellos las lesiones pequeñas requieren de campos de radiación que no cuentan con equilibrio electrónico lateral, por lo cual es importante conocer el haz de radiación de la máquina, específicamente para campos pequeños. Por otro lado, la mayoría de tumores extracraneales tienen movimientos causados intrínsecamente por la respiración o movimientos en el abdomen, lo que genera grandes incertidumbres en la localización del tumor y va en contra del principio de la radiocirugía de ser un tratamiento con exactitud milimétrica.

3.1.1. Técnicas de SBRT

Aceleradores Lineales

Los aceleradores lineales (linac) aplicados a la radiocirugía intracraneana están presentes desde los 80's [5], pero su aplicación en la radiocirugía extracraneana tuvo su aparición en los años 90's [8], siendo rústicos en sus inicios, pero al avanzar la tecnología, la precisión, tanto del posicionamiento como del haz se incrementaran sustancialmente.

En las técnicas para realizar radiocirugía utilizando un linac tenemos [9]:

- Múltiples arcos convergentes no coplanares: se mantiene la camilla del paciente estacionaria, mientras el brazo¹ del equipo realiza un arco dado.
- Radiocirugía esterotáctica dinámica: aquí tanto el brazo como el paciente rotan simultáneamente.
- Rotación cónica: en esta técnica, el paciente en la camilla es quien rota, mientras el brazo esta estacionario. Esta técnica es la menos utilizada.

Ahora, como se ha dicho anteriormente para desarrollar procedimientos de radiocirugía con un acelerador lineal, este debe cumplir unos requisitos, como la colimación suplementaria, que pueden ser colimadores de conos, o bien colimadores de micro-multihojas (mMLC), para definir pequeños campos irregulares. El colimador multihojas también permite entregar tratamientos de intensidad modulada entre los cuales tenemos:

- **Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés):** Tiene presente dos clases en la entrega del tratamiento, la técnica de *sliding window* y la técnica de *step and shoot*. La técnica de *sliding window* o también conocida como IMRT dinámica DMLC, se caracteriza por tener un movimiento continuo de las multihojas al mismo tiempo en que el acelerador lineal se encuentra irradiando.

¹Brazo: Brazo o gantry del acelerador lineal de uso clínico. Ver Figura 3-17

La técnica de *step and shoot*, se caracteriza por tener una posición fija de las multihojas al momento de la irradiación del equipo; cada una de estas posiciones fijas se conoce como un segmento o subcampo y el colimador multihojas va adquiriendo diferentes formas o segmentos para cada campo de tratamiento [1].

- **Arcoterapia de Modulación Volumétrica (VMAT, por sus siglas en inglés):** La radioterapia mediante la técnica VMAT es también de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), pero añade otros factores extra como la rotación continua del brazo y la tasa de dosis variable durante el tratamiento. El concepto de VMAT fue introducido por *Otto* a partir de una técnica de radioterapia de arco de intensidad modulada (IMAT, por sus siglas en inglés), propuesta por Cedric Yu [1]. RapidArc es la marca registrada de la técnica de VMAT para Varian Medical Systems, Inc.

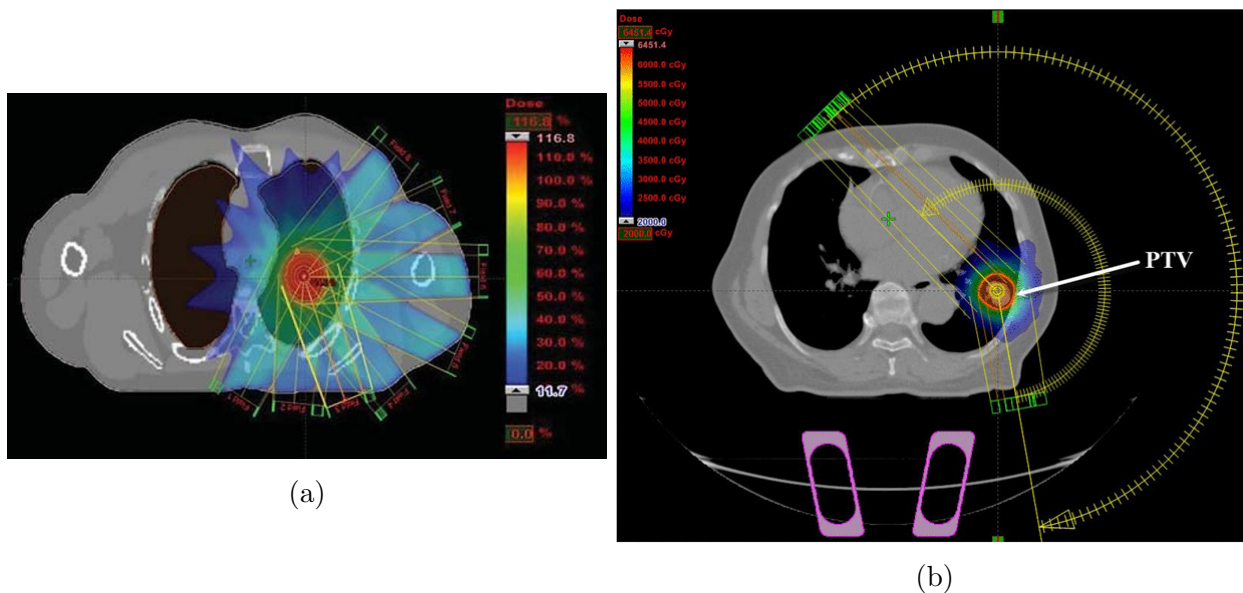


Figura 3-2: Técnicas de radioterapia de intensidad modulada usadas en un acelerador lineal. (a) Arreglo de campos de IMRT y distribución de dosis de un plan de SBRT de pulmón creado con el simulador físico XCAT [10]. (b) Vista transversal de un plan de RapidArc en el TPS Eclipse para SBRT [11].

CyberKnife

Este dispositivo es un acelerador lineal miniaturizado soportado sobre un brazo robótico, lo que le permite moverse con 6 grados de libertad, también cuenta con un sistema de localización del objetivo guiado mediante imagen. Estas características permiten realizar radiocirugías extracraneanas con mayor eficiencia y eficacia, con respecto a la radiocirugía convencional. En la Figura 3-3 se muestra la imagen del modelo CyberKnife M6 System.



Figura 3-3: CyberKnife M6 System

TomoTherapy

El sistema TomoTherapy es un acelerador lineal que produce fotones con energía de 6 MeV y un sistema de imagen tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) de MeV montados en un tomografo helicoidal. Durante el tratamiento el acelerador realiza rotaciones completas, mientras la camilla avanza a través del equipo.

El sistema de tomografía computarizada integrado, permite realizar una verificación precisa del posicionamiento del paciente, antes de cada irradiación.

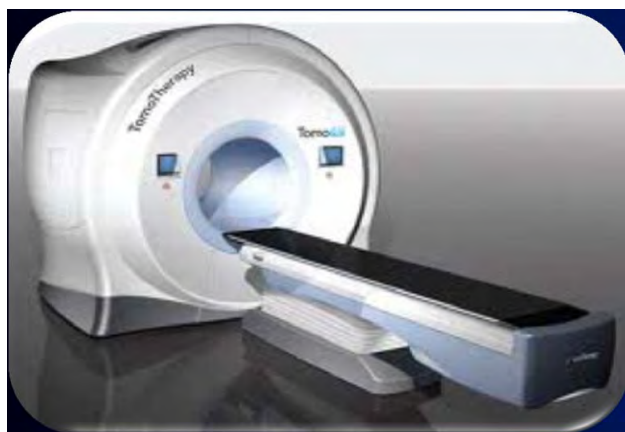


Figura 3-4: TomoTherapy

3.2. Aspectos físicos de haces externos

Los principales parámetros en la entrega de dosis con haces de fotones externos son: la profundidad del tratamiento (z), el tamaño del campo (A), las configuraciones SSD, distancia fuente superficie, por sus siglas en inglés o SAD, distancia fuente eje, por sus siglas en inglés, la energía del haz ($h\nu$), el número de haces y el número de unidades monitor, MU por sus siglas en inglés, para aceleradores lineales.

3.2.1. Factor de dosis relativa (RDF)

La dosis en un punto P en simulador físico depende del tamaño del campo A , a mayor tamaño de campo A mayor dosis, por tanto el factor de dosis relativa (RDF) o también llamado *output factor*, o factor de dispersión total $S_{c,p}$, se define como la razón de la dosis en P con un ancho de campo A y con un campo de 10 cm^2 .

$$RDF(A, h\nu) = OF(A, h\nu) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{D_p(z_{max}, 10, f, h\nu)} \quad (3-1)$$

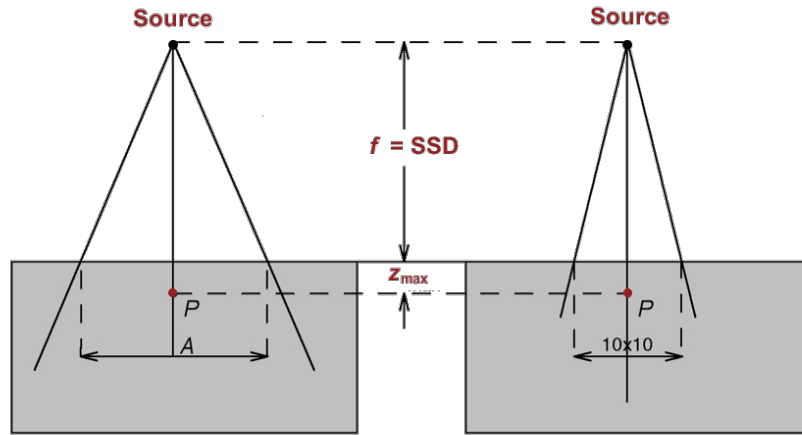


Figura 3-5: Geometría de medida para RDF. Tomada de [9].

La Figura 3-5 muestra la configuración para la medición del RDF en el punto de interés P en simulador físico.

3.2.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Las distribuciones de dosis en el eje central dentro del paciente son usualmente normalizadas a $D_{max}=100\%$ en la profundidad de dosis máxima z_{max} , y ésta distribución se denomina porcentaje de dosis en profundidad.

$$PDD(z, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (3-2)$$

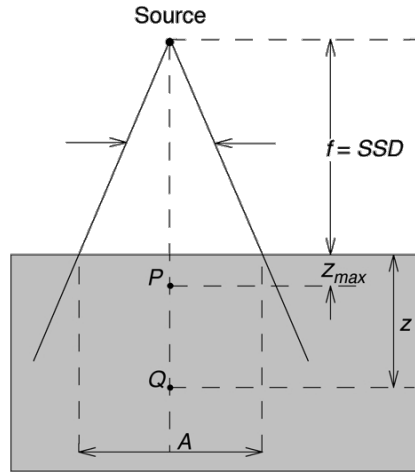


Figura 3-6: Geometría de medida para PDD. Tomada de [9].

Donde D_Q y \dot{D}_Q son la dosis y la tasa de dosis en el punto de medida Q a una profundidad z del eje central, mientras que D_Q y \dot{D}_Q son la dosis y la tasa de dosis a una profundidad z_{max} del eje central, y A es el tamaño de campo en la superficie del paciente, está configuración se puede apreciar en la Figura 3-6.

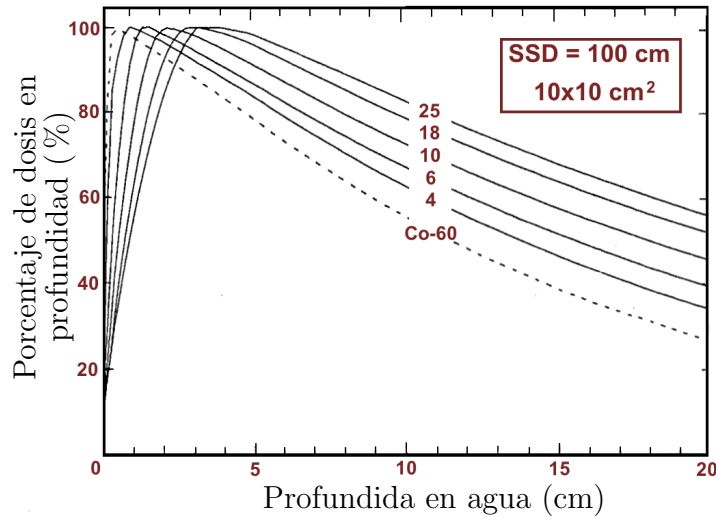


Figura 3-7: Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10 cm^2 y SSD de 100 cm para diferentes energías en MeV. Tomada de [9].

La Figura 3-7 muestra una distribución de porcentaje de dosis en profundidad para diferentes energías. El PDD incrementa con el tamaño de campo (A), con el SSD, y con la energía. Esto a causa de una mayor dispersión que contribuye a la dosis [9].

3.2.3. Razón tejido-simulador físico (TPR) y razón tejido-máximo (TMR)

El concepto de razón tejido-simulador físico (TPR) se define como:

$$TPR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{ref}}} \quad (3-3)$$

Donde D_Q y \dot{D}_Q son la dosis y la tasa de dosis en un punto Q arbitrario del simulador físico en el eje central del haz. $D_{Q_{ref}}$ y $\dot{D}_{Q_{ref}}$ son la dosis y la tasa de dosis a una profundidad de referencia (5 cm o 10 cm) del simulador físico en el eje central del haz, A_Q es el tamaño de campo definido en la profundidad de media (z). La geometría de medición se muestra en la Figura 3-8a.

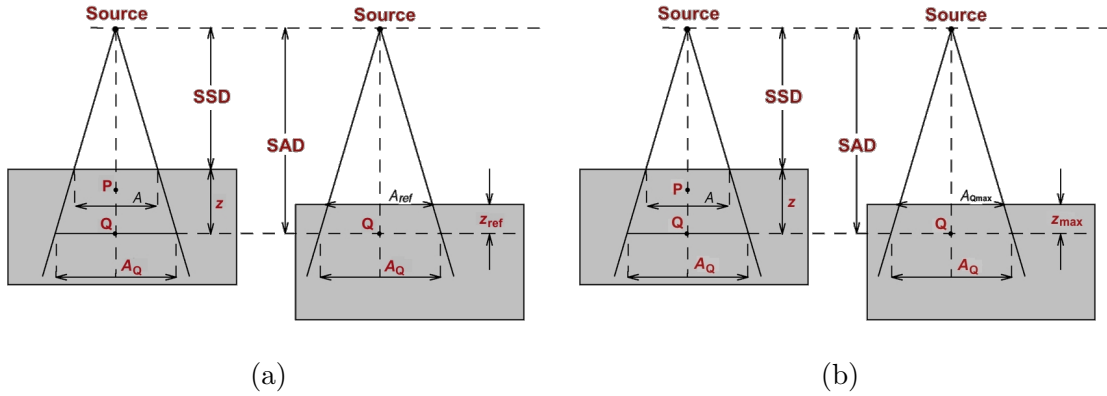


Figura 3-8: Geometrías para la medida de: (a) TPR, (b) TMR. Tomadas de [9].

Un caso especial del TPR se define para una profundidad de referencia igual a la profundidad de dosis máxima, la cual es denominada como razón tejido-máximo:

$$TPR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{max}}} \quad (3-4)$$

La geometría de medición se muestra en la Figura 3-8b.

3.2.4. Perfiles del haz (OAR)

Para realizar un cálculo de la dosis en el paciente es necesario tener en conjunto la distribución del haz en el eje central, como los perfiles del haz fuera del eje. Esta combinación da información 2D y 3D de la distribución de la dosis en el agua. Estos perfiles se miden perpendicularmente al eje central del haz a una profundidad dada en el simulador físico.

Los perfiles se definen como la razón de dosis en un punto fuera del eje y la dosis en el eje central del haz a la misma profundidad en el phantom [9].

Regiones del Perfil

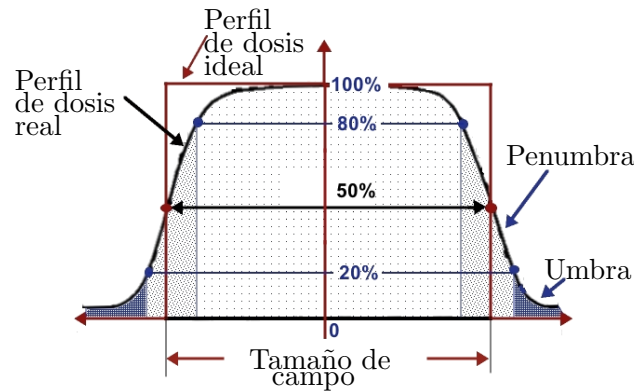


Figura 3-9: Regiones del perfil del haz. Tomada de [9].

Los perfiles de haces de megavolaje cuenta con tres regiones ilustradas en la Figura 3-9

- **Region central** Se define como la región dentro del 80 % del FWHM (anchura a media altura) del perfil, esta región debe reunir especificaciones de planicidad y simetría [9].
- **Penumbra** En esta región la dosis cambia rápidamente y depende de los colimadores, el tamaño de la fuente y el **desequilibrio electrónico lateral**. La penumbra debe tener una rápida caída para optimizar la formación del haz. Esta se define como la región dentro del 20 % y el 80 % de dosis del perfil [9].
- **Umbra** Está fuera del campo de radiación y la dosis presente es producto de la radiación transmitida a través del colimador y el cabezal. La dosis en esta región debe ser lo más cercana a cero para minimizar la entrega de dosis a tejidos fuera del volumen objetivo [9].

Planicidad del haz

Para su cálculo se utilizan los valores de dosis máxima y dosis mínima que están dentro de la región central del perfil [9].

$$F = 100 \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (3-5)$$

Simetría del haz

Generalmente se calcula a una profundidad de z_{max} , para alcanzar la máxima sensibilidad, y se define como [9]

$$S = 100 \times \frac{area_{izq} - area_{der}}{area_{izq} + area_{der}} \quad (3-6)$$

3.3. Determinación de la dosis absorbida en EBRT

Se basa en un factor de calibración para un dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} , en un haz de referencia de calidad Q_0 , el cual es radiación gamma de cobalto-60. Para fotones de alta energía, el punto efectivo de una cámara cilíndrica, para su calibración y medidas en condiciones de referencia, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad [12].

3.3.1. Especificación de la calidad del haz

La calidad Q de un haz de uso clínico de alta energía se especifica mediante el cociente de la razón tejido-simulador físico a 20 cm y 10 cm ($TPR_{20,10}$), en un simulador físico de agua, con una distancia fuente-cámara $SCD=100$ cm y un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en el plano de la cámara, como se muestra en la Figura 3-10 [12].

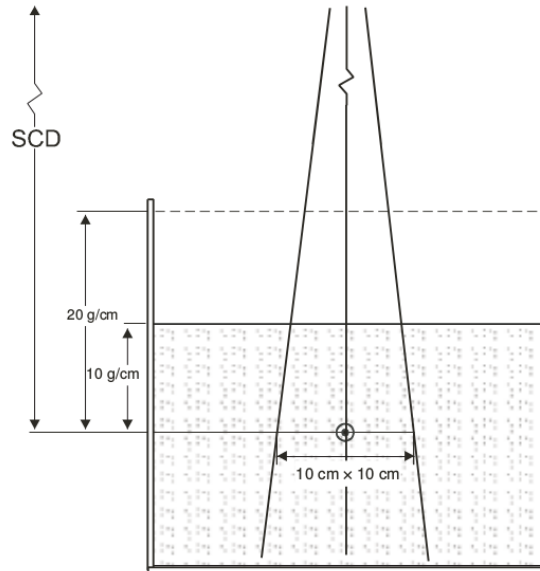


Figura 3-10: Configuración para la medida del índice de calidad del haz Q . Tomada de [12].

La medida de la calidad del haz se hace en la configuración experimental que se muestra en la Figura 3-10, y las condiciones de referencia para realizar las medidas se presentan en la Tabla 3-1

Tabla 3-1: Condiciones de referencia para la medición del $\text{TPR}_{20,10}$ [12].

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidad de medida	20 cm y 10 cm
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma.
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida
SCD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm \times 10 cm

3.3.2. Determinación de la dosis absorbida en agua

Se asume un factor de calibración para la cámara de ionización $N_{D,w}$. Además se debe tener en cuenta que el punto de referencia de una cámara cilíndrica, para propósitos de calibración en el laboratorio, y para medidas en condiciones de referencia en el haz de radiación del usuario, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad [12].

Condiciones de Referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía se muestra en la Tabla **3-2**.

Tabla 3-2: Condiciones de referencia para la medición de la dosis absorbida en agua [12].

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida, z_{ref}	Para $TPR_{20,10} < 0.7$, 10 cm (ó 5 cm) Para $TPR_{20,10} \geq 0.7$, 10 cm
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad.
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida z_{ref} .
SSD/SCD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm \times 10 cm

Medición de la dosis absorbida

La dosis absorbida en agua, en una profundidad de referencia z_{ref} y calidad de haz Q viene dada por [12]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3-7)$$

Donde:

$D_{w,Q}$ es la dosis absorbida en agua para una calidad de haz Q.

M_Q es la lectura de la cámara ya corregida.

N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración provisto por el laboratorio de calibración secundario.

k_{Q,Q_0} es el factor específico de la cámara de corrección de calidad de haz.

Pero sabiendo que la cámara de ionización fue calibrada con una calidad de haz de ^{60}Co , k_{Q,Q_0} y N_{D,w,Q_0} serán $k_Q N_{D,w}$. Posteriormente se realiza la medida en z_{ref} y con los parámetros ya mencionados anteriormente en la Tabla 3-2.

3.3.3. Corrección por magnitudes de influencia

Paso a seguir se debe realizar la corrección de la lectura por presión, temperatura, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación iónica [12].

$$M_Q = M_{raw} \prod k_i = M_{raw} k_{TP} k_{elec} k_{pot} k_s \quad (3-8)$$

Donde:

M_Q Medida corregida.

M_{raw} Medida cruda.

k_{TP} factor de corrección por temperatura y presión, adimensional.

k_{elec} factor de corrección de electrómetro, adimensional.

k_{pol} corrección por polaridad, adimensional.

k_s factor de corrección por recombinación iónica, adimensional.

Factor de corrección por temperatura y presión

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{273,2 + T_0} \frac{P}{P_0} \quad (3-9)$$

Los valores de referencia T_0 y P_0 tenemos 20 °C y 101.3 kPa respectivamente [12].

Factor de corrección por humedad

Si el factor de calibración viene referido a una humedad relativa del 50 % y se utiliza en una humedad relativa entre el 20 % y el 80 %, no es necesario corregir por humedad. Si el factor de calibración está referido al aire seco, entonces deberá aplicarse un factor de corrección, el cual para las calibraciones en ^{60}Co , el factor de corrección recomendado es $k_h = 0,997$ [12].

Factor de corrección por calibración del electrómetro

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno. Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, el factor de calibración k_{elec} será igual a 1 [12].

Factor de corrección por polaridad

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3-10)$$

donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente, y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa) [12].

Factor de corrección por recombinación iónica

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (3-11)$$

Se realizan 2 medidas, M_1 con un voltaje normal V_1 y M_2 un voltaje reducido $V_2 = 0,5V_1$.

Finalmente ya con la lectura ya corregida procedemos a realizar el cálculo de la dosis absorbida en agua así:

$$D_z(Z_{ref}) = M_Q N_{D,w} \quad (3-12)$$

3.3.4. Dosis absorbida en z_{max}

Para determinar la dosis absorbida en z_{max} u otra profundidad para un haz dado, se recomienda utilizar los datos de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) en el eje central para geometrías SSD, y las razones tejido-simulador físico (TPR) o tejido-máximo (TMR) para las geometrías SAD, escalando la medida obtenida a la profundidad de dosis máxima [12].

3.3.5. Valores de k_{Q,Q_0} por la calidad del haz

Como se mostró anteriormente, cuando un dosímetro se utiliza en una calidad de radiación diferente para la cual fue calibrado, la dosis en agua viene dada por la ecuación 3-7, donde está presente el factor k_{Q,Q_0} que corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad de radiación de referencia y la de medición. El factor de corrección por la calidad del haz se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades Q y Q_0 [12]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (3-13)$$

Idealmente, el factor de corrección por la calidad del haz deberá medirse directamente para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. Sin embargo, esto no se puede hacer en la mayoría de los laboratorios de calibración, por eso se ha deducido una expresión, si la teoría de Bragg-Gray, en la cual “la interfaz del detector y el medio es tan pequeña en comparación al rango de las partículas cargadas que la atraviesan, que su presencia no perturba el campo de partículas cargadas” [13], es aplicable resulta que: [12]

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,aire})_Q}{(s_{w,aire})_{Q_0}} \frac{(W_{aire})_Q}{(W_{aire})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (3-14)$$

Donde se incluye las razones de los poderes de frenado de agua-aire, la energía necesaria para producir un par de iones en aire y los factores de perturbación (definidos en 3.3.5, todo para ambas calidades de radiación. Para haces terapéuticos se considera que $(W_{aire})_Q = (W_{aire})_{Q_0}$, por tanto la ecuación 3-14 pasa a ser: [12]

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,aire})_Q}{(s_{w,aire})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (3-15)$$

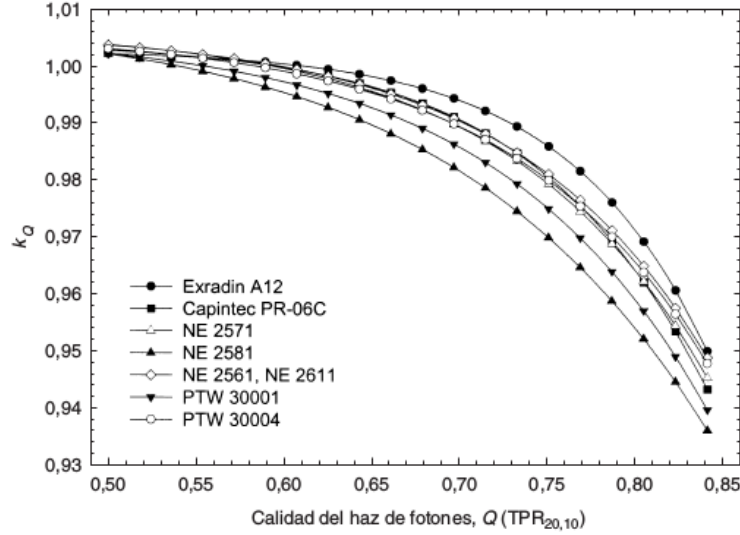


Figura 3-11: Valores calculados de k_Q en función de la calidad de radiación. Tomada de [12].

En la Figura 3-11 se observan los ajustes sigmoidales de valores calculados de k_Q para varias cámaras de ionización cilíndricas usadas normalmente para dosimetría de referencia, en función de la calidad del haz de fotones, Q , ($TPR_{20,10}$). Los símbolos claros corresponden a cámaras de ionización con pared de grafito y los oscuros a las de pared de plástico.

Factores de perturbación

El factor de perturbación global p_Q para una cámara de ionización, para medidas en un maniquí en la calidad del haz Q , es igual al producto de varios factores de corrección por diferentes efectos, cada uno de los cuales corrige por perturbaciones pequeñas [12]

$$p_Q = [p_{cav} \cdot p_{cel} \cdot p_{dis} \cdot p_{wall}]_Q \quad (3-16)$$

Donde:

p_{cav} : es el factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por efectos relacionados con la cavidad de aire, predominantemente el de la dispersión hacia dentro de los electrones.

p_{cel} : es el factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto del electrodo central durante las medidas en un maniquí en haces de alta energía de fotones.

p_{dis} : es el factor que tiene en cuenta el efecto de reemplazar un volumen de agua por la cavidad del detector, cuando el punto de referencia de la cámara se toma en el centro de la misma.

p_{wall} : es el factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por la falta de equivalencia al medio de la pared de la cámara y de cualquier material impermeable.

3.4. Dosimetría de Campos Pequeños

3.4.1. Antecedentes

La dosimetría para campos anchos ha sido bien establecida en distintas publicaciones [9, 12, 14], mientras que el incremento del uso de radioterapia por intensidad modulada (IMRT) y radiocirugía esterotáctica ha mostrado que hay varias cuestiones sobre la dosimetría de campos pequeños y el constituyente para mejorar su práctica.

Las técnicas de tratamiento mejoradas y la guía por imágenes son el núcleo de la radioterapia moderna, los campos de tratamiento tradicionales que iban desde 4 hasta 40 cm², han sido reducidos hasta un rango subcentimétrico para tratamientos avanzados y especializados, tales como IMRT, IGRT, y SRS, los que dependen de campos pequeños y se tiene condiciones de no equilibrio electrónico. Debido a ésta tendencia en los tratamientos, se han generado varios desafíos en dosimetría, tales como: la falta de equilibrio electrónico, el bloqueo parcial del haz provocando un aumento en el solapamiento de la penumbra, disponibilidad de pequeños detectores comparables al tamaño del campo.

Las cámaras de ionización más comúnmente usadas y recomendadas en la dosimetría convencional [12, 14] son demasiado voluminosas para ser usadas en campos pequeños causando correcciones que se vuelven inmanejables, también para la mayoría de los detectores de la dependencia energética y su influencia no es bien conocida. Ahora incluso, la definición de tamaño de campo se vuelve ambigua debido al ancho aparente del haz comparado con la configuración del colimador como resultado hay solapamiento de la penumbra o desequilibrio electrónico lateral en campos pequeños.

3.4.2. Campo Pequeño

La definición de campo pequeño es subjetiva, existen esencialmente tres factores para determinarlo: [15]

- El bloqueo parcial de la fuente del haz dando lugar a superposiciones en la penumbra.
- El tamaño del detector usado en las medidas, y
- El rango lateral en el medio irradiado

Efecto del tamaño de la fuente

Debido a la colimación del haz para un cierto campo, sólo una parte de la fuente se verá desde el detector, luego la salida será menor que en aquellos campos donde se vea la fuente entera. Si la fuente entera no puede ser vista desde el centro del campo, la penumbra geométrica se

extiende por toda la sección transversal del campo.

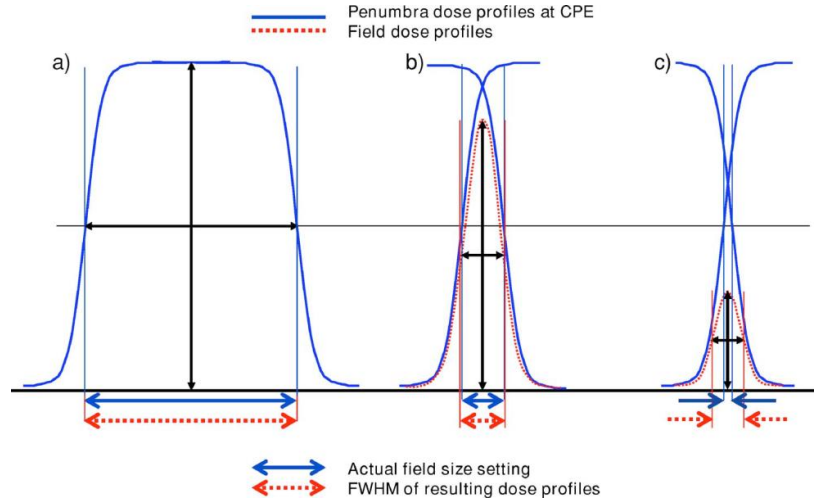


Figura 3-12: Superposición de la penumbra. Tomada de [15].

Bajo estas condiciones, los métodos tradicionales para la determinación del tamaño de campo, tales como la anchura a media altura (FWHM) fracasan, resultando en un tamaño de campo sobre estimado como se ve en la Figura 3-12.

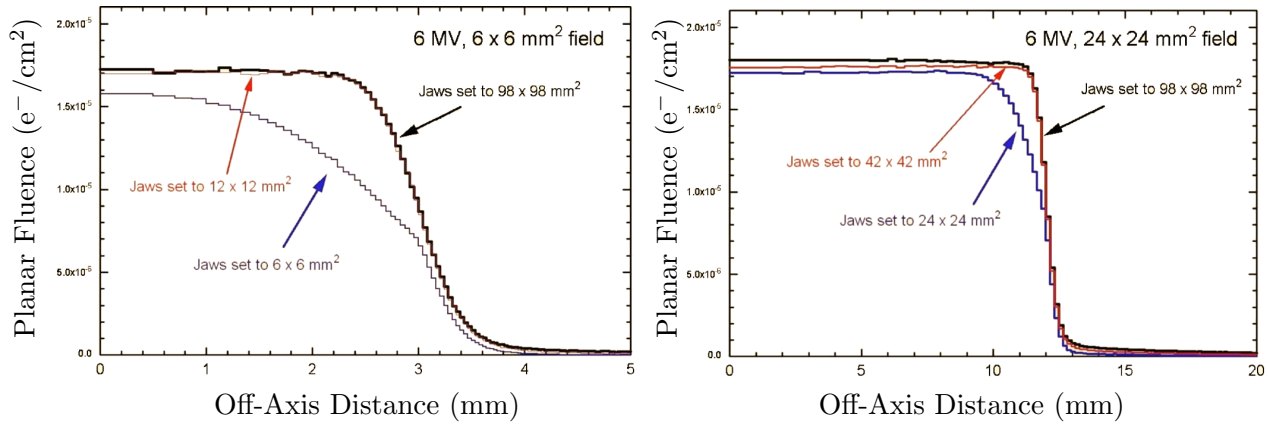


Figura 3-13: Perfiles de dosis de 6 mm² y 24 mm² para diferentes configuraciones de colimador secundario. Tomada de [16].

Se ha observado que el perfil del haz es significativamente influenciado por la configuración del colimador auxiliar (*Mandibulas*) [16] usado para lograr el tamaño de campo deseado, esto se muestra en la Figura 3-13, donde están los perfiles para un haz de rayos X con energía de 6 MeV y campos de 6 x 6 mm² y 24 x 24 mm² con diferentes configuraciones de mandíbula.

Rango electrónico y No-equilibrio electrónico lateral

Los electrones producidos por fotones de MeV poseen un rango considerable, del orden de los centímetros y se extienden por medios poco densos. Así como el tamaño del campo, el rango lateral de los electrones (Figura 3-14) es crítico para el equilibrio electrónico, incluso más que el rango frontal.

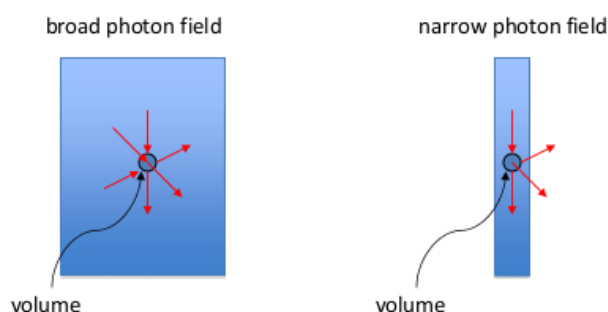


Figura 3-14: Pérdida de equilibrio electrónico lateral

Debido a esto, un campo pequeño puede ser definido como un campo con un tamaño menor que el rango lateral de las partículas cargadas secundarias [15].

Medición

Los distintos protocolos, [12, 14], tienen bien definidos los métodos para el cálculo de dosis, sin embargo ni CPE (*Charge Particle Equilibrium*) ni las condiciones de la teoría de la cavidad se pueden alcanzar debido al rango lateral de los electrones, luego la presencia del detector puede cambiar el nivel local de equilibrio electrónico, añadiendo más perturbaciones.

Todos los parámetros del método que describe la teoría de la cavidad para el cálculo de dosis, son dependientes de la energía, luego la dosis de un campo pequeño comparada con el campo de referencia de 10 cm x 10 cm, será incierta debido a las variaciones espectrales. Los factores de perturbación que se muestran en las publicaciones [9, 12] influyen poco, siempre que se tenga condiciones de equilibrio electrónico, en el caso de los campos pequeños estos no se pueden despreciar. Para estudiar estos efectos se ha recurrido a la herramienta de Monte Carlo.

Detectores

Como ya se mencionó, el tipo y tamaño de detector también es un factor de influencia en campos pequeños, en la Figura 3-15 podemos ver la medida del *output factor* (OF) o factor de dispersión total, que muestra el artículo [17], para una serie de diez detectores y para campos circulares menores a 40 mm, donde podemos ver que hay una gran discrepancia de

más del 14% en las medidas.

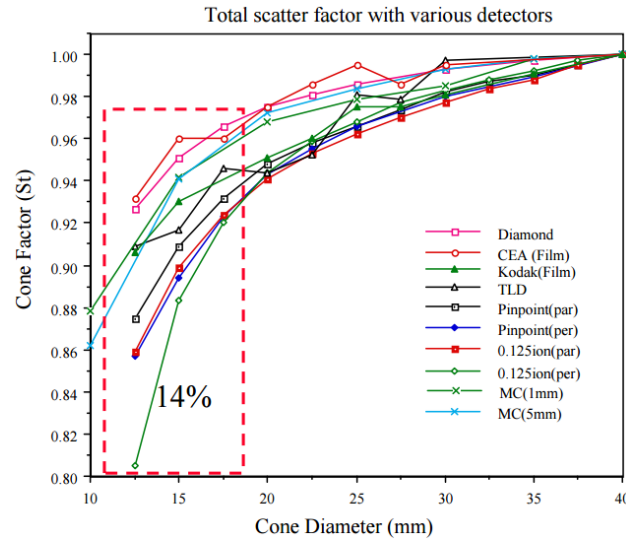


Figura 3-15: Factor de dispersión total (OF) medido con distintos detectores para conos desde 10 mm hasta 40 mm de diámetro. Tomada de [17].

En las Figuras 3-16a y 3-16b [17] se muestra los perfiles de dosis para conos de 12.5 mm y 40 mm respectivamente, estas medidas se hicieron con 4 detectores para Figura 3-16a y 5 detectores para Figura 3-16b, es posible observar también las diferencias que se tiene en las medidas y la dependencia del detector en la medida.

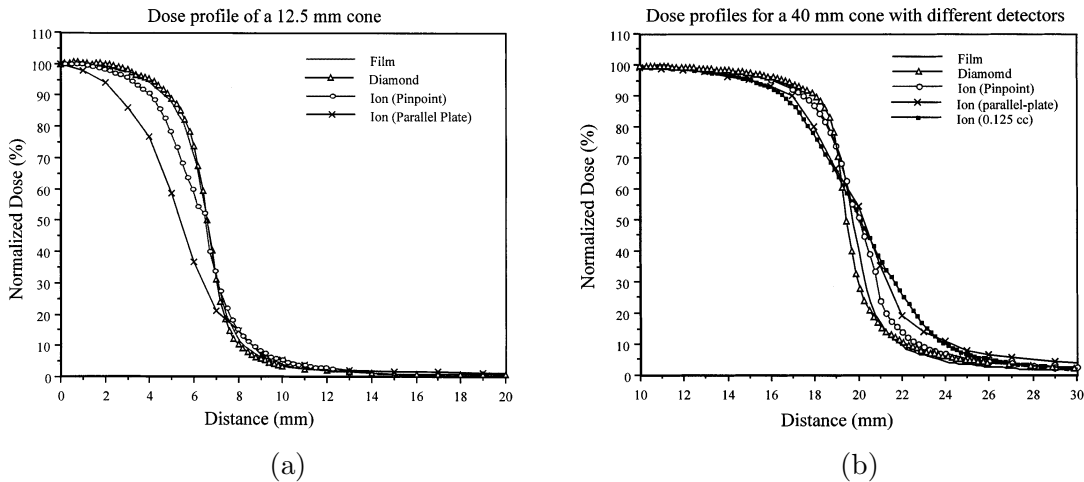


Figura 3-16: (a) Perfil de dosis para un cono de 12.5 mm. (b) Perfil de dosis para un cono de 40 mm. Tomada de [17].

3.5. Acelerador Lineal de Electrones

Un acelerador lineal de electrones diseñado para tratamientos en radioterapia, se usa para alcanzar lesiones más profundas mediante haces rayos X de energías del orden de los megaelectronvoltios. Esto se logra acelerando los electrones mediante campos electromagnéticos de radiofrecuencia a través de una guía de ondas en vez de hacerlo con un potencial directo. El orden de la frecuencia utilizada es del orden de los gigahertz con el fin de reducir la longitud de las cavidades, esto se logra gracias a la invención klystron.

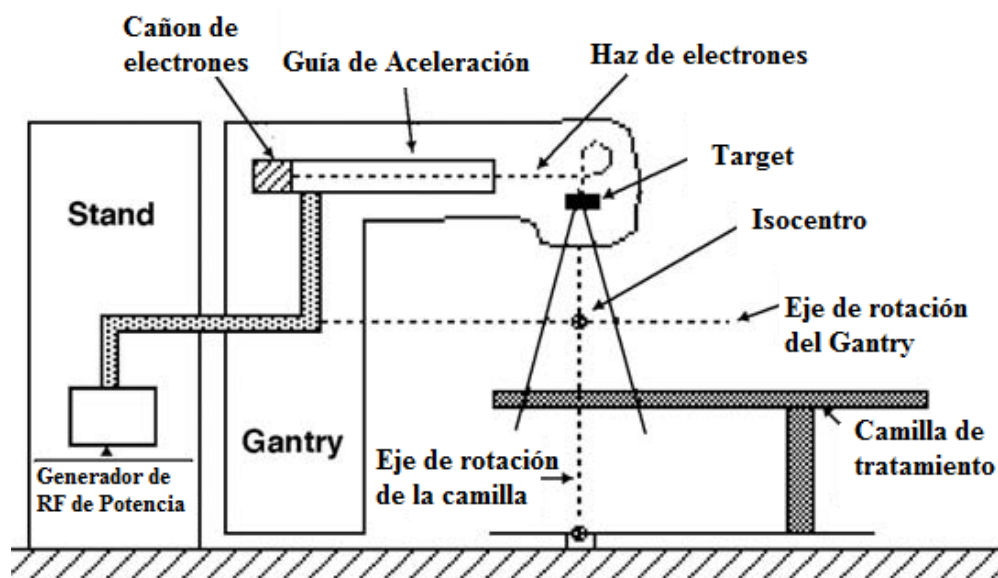


Figura 3-17: Esquema de un acelerador lineal médico. Tomada de [9].

Para ver un esquema general de un acelerador lineal médico, podemos referirnos a la Figura 3-17, de la cual se puede destacar la posición espacial de tanto del brazo como de la camilla y sus ejes de rotación, donde se define el *isocentro*, que es el punto de cruce de los ejes de rotación del brazo, del eje de rotación de la camilla de tratamiento y del eje de rotación del colimador que en principio deberá ser el mismo que el eje de rotación de la camilla.

El brazo tiene tres partes: la guía de ondas de aceleración, el cañón de electrones y el cabezal, en el que están presentes más elementos como el imán de deflexión, el cual además de direccionar el haz de electrones también busca obtener un haz acromático para la posterior interacción con el *target*; el *target* o blanco es el material donde chocarán los electrones para generar los rayos X; el filtro aplanador en algunos modelos (Figura 3-18a); y sistema de colimación (Figura 3-18b) para dar forma al haz de rayos X, que en general contempla un colimador primario circular, un colimador secundario compuesto por dos pares de mandíbulas enfrentadas para dar formas rectangulares o cuadradas, y un colimador terciario que en este caso es el MLC.

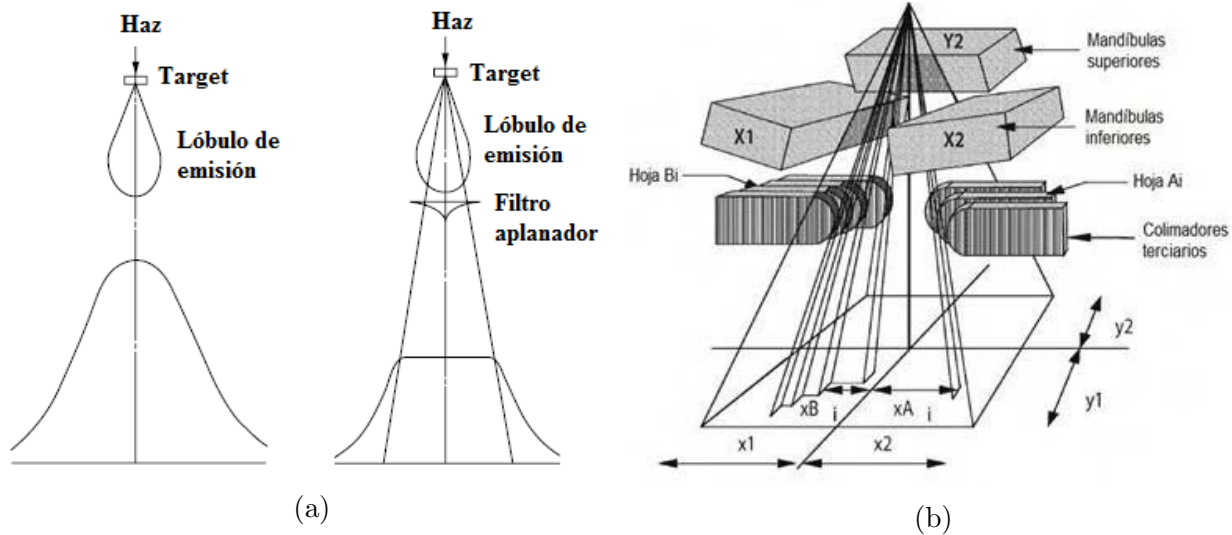


Figura 3-18: (a) Aplanación del haz. Tomada de [18]. (b) Sistema de colimación con MLC terciarias. Tomada de [19].

3.5.1. Guía de Aceleración de Ondas

La guía de aceleración consiste en un tubo cilíndrico que contiene una serie de cavidades circulares, un esquema se muestra en la Figura 3-19, la cual se puede ver las diferentes secciones con las que cuenta.

En la Figura 3-19 se puede apreciar que la longitud de las cavidades va creciendo hasta estabilizarse, esto sucede debido a que el electrón al ser una partícula liviana, llega rápidamente al límite relativista por lo cual aunque gane la misma energía en cada cavidad la ganancia en la velocidad será mínima, haciendo que la longitud de la cavidad se mantenga casi constante.

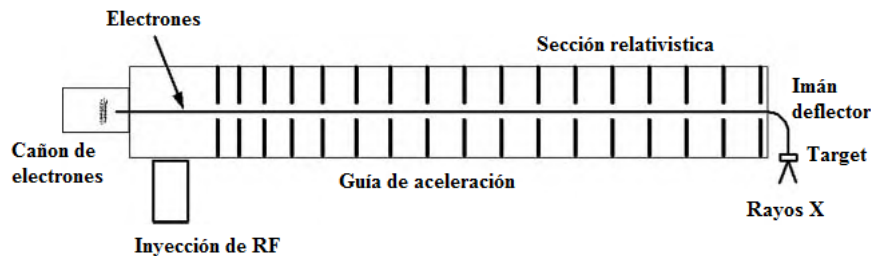


Figura 3-19: Esquema de una guía de aceleración. Tomada de [18].

Para una aceleración eficiente, el movimiento de las partículas debe estar sincronizado con los campos de radiofrecuencia en las cavidades de aceleración. La longitud de las cavidades

se debe escoger de tal forma que la partícula viaje la mayor parte del periodo (T_{rf}) en el que la radiofrecuencia lleva el mismo sentido de la aceleración, en este caso se debe cumplir la condición de sincronía, donde la longitud de la cavidad i , que viaja a una velocidad v_i al termino dicha cavidad, será [20]:

$$L_i \approx v_i T_{rf} \quad (3-17)$$

3.6. Sistema de Colimación por Multihojas (MLC)

El sistema de colimación multiláminas (MLC) es un colimador auxiliar que está diseñado para montarse en un acelerador lineal de radioterapia y dar forma al perímetro del campo de rayos X. Dicho campo puede tener una forma estática (fija) o dinámica. Las formas de campo dinámicas se controlan en función de la fracción de dosis del acelerador, como en IMRT, o el ángulo del brazo, como en VMAT [3].

El uso previsto de los colimadores multiláminas, es ayudar en la administración de radiación del haz externo a los volúmenes objetivo definidos durante la radiocirugía y la radioterapia, al tiempo que se reduce la exposición del tejido normal circundante y de los órganos vitales a un exceso de radiación [3].

Originalmente fueron introducidos para sustituir los bloques de conformación de campos, luego, gracias a el avance en software se logró que el colimador pudiera crear un fluencia definida con el movimiento independiente de cada una de sus láminas, esto gracias a que cada una de las láminas se controla por un motor mediante un circuito integrado que transforma la señal digital en movimiento del motor para obtener la fluencia deseada [21].

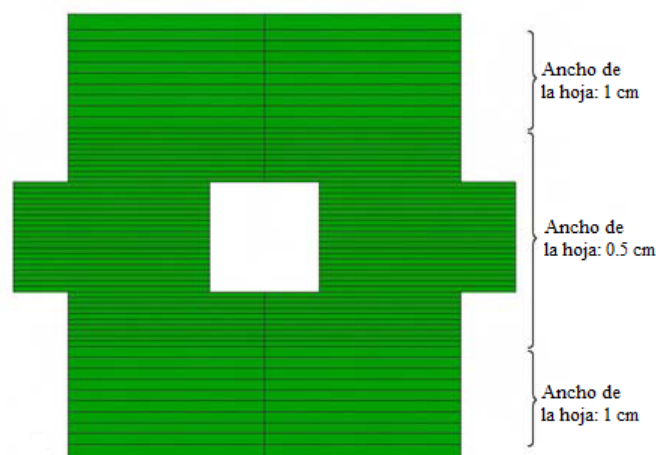


Figura 3-20: Esquema del Colimador Multiláminas *MilleniumTM 120* de Varian Medical Systems, Inc. Tomada de [22]

Colimador multiláminas de 120 láminas *Millennium*TM: diseño de 120 láminas con un grosor de lámina de 5 mm proyectado en el isocentro (sobre los 20 cm centrales del plan de tratamiento) y un grosor de lámina de 1 cm (sobre los 10 cm periféricos a cada lado del plan de tratamiento) [3], la Figura 3-20 presenta un esquema de éste colimador.

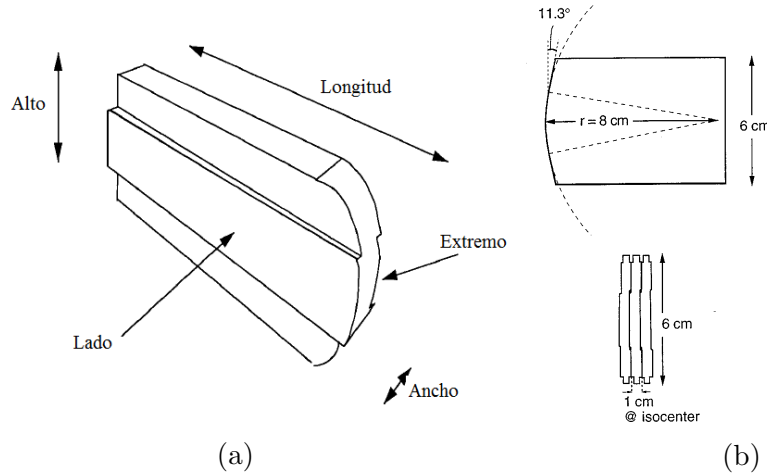


Figura 3-21: (a) Esquema general de una hoja del MLC. Tomada de [19]. (b) Vista lateral y frontal de las hojas del MLC. Tomada de [23].

En la Figura 3-21 se puede observar el diseño de las diferentes hojas del colimador de multi-hojas, y se puede destacar que posee un extremo redondeado, esto con el fin de asegurar que la penumbra permanezca similar para diferentes posiciones del extremo de la hoja respecto al eje del haz [22]. También se destaca su diseño con una lengüeta y una ranura en cada lado de la hojas, con el fin de reducir la fuga entre las hojas, éste diseño se conoce como *togues and groove*, del cual se habla más adelante.

3.6.1. Transmisión

Para el caso de Varian Medical Systems, Inc, en el que se conservan los dos colimadores de mandíbulas, sólo es necesario que las hojas del colimador terciario, el MLC, atenúe el haz primario en la misma proporción como lo hacían los bloques personalizados ($< 5\%$), sin embargo, como también existe transmisión entre las hojas, la transmisión a través de las hojas debe ser lo suficientemente baja para asegurar que la transmisión total cumpla el criterio mencionado [19].

Para garantizar esto, las multihojas se construyen de una aleación de tungsteno (W) ya que éste es uno de los materiales con una de las más altas densidades (19.3 g/cm^3 en estado puro), además que son aleaciones duras y de fácil maquinación logrando tolerancias más precisas, siendo esto importante en la separación interhoja, una ventaja más es su bajo coeficiente de

expansión.

El uso de una aleación y no del tungsteno puro es que en estado puro éste es frágil, pero la aleación se vuelve mucho más maleable al disminuir la cantidad de tungsteno, añadiendo cobre (Cu), hierro (Fe) y níquel (Ni) [19], en la Tabla **3-3** se muestra las características de la aleación con mayor contenido de tungsteno que se presenta en el Task Group 50 de la AAMP [19]

Tabla 3-3: Propiedades de la Aleación de Tungsteno [19].

Propiedad	Valor
Densidad (g/cm^3)	18.5
Contenido de W	97.0 %
Contenido de Ni	1.6 %
Contenido de Fe	0.8 %
Contenido de Cu	0.6 %
^{60}Co HVL (mm)	8.5
Coefficiente de expansión térmica	5.2×10^{-6}

Factor de transmisión de hoja

El factor de transmisión de hoja es un parámetro efectivo que describe la transmisión promedio y no toma en cuenta las variaciones locales en el ancho de hoja o en el espectro de energía del haz. Éste se puede estimar como la razón entre la dosis medida de un campo abierto y la dosis medida cerrando el campo con el MLC y dejando las mandíbulas quietas. El tamaño de campo debe ser tal que se exponga los diferentes tipos de hoja del colimador [4].

3.6.2. Dosimetric Leaf Gap

Con la intención de garantizar las mejores características dosimétricas fuera del eje central del campo, los extremos de las hojas del MLC se redondean. Debido a la forma redondeada, algo de radiación pasa entre las hojas, incluso si las multihojas están completamente cerradas (Figura **3-22**), este fenómeno se llama la transmisión del extremo de hoja redondeada [4].

Los algoritmos de entrega de fluencia se ocupan de la transmisión del extremo de hoja redondeada configurando el parámetro de *dosimetric leaf gap*. Los algoritmos modelan la forma de las hojas como si tuvieran bordes rectos y toman en cuenta la transmisión del extremo de hoja redondeada al cambiar las posiciones del extremo de la hoja en el cálculo

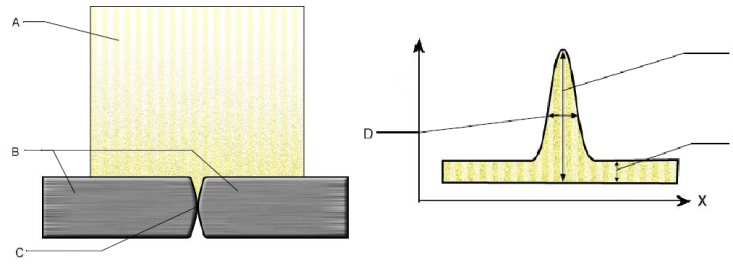


Figura 3-22: Transmisión debida al extremo de hoja redondeado: **A.** Haz de radiación, **B.** MLC **C.** Extremos de hoja redondeados, **D.** Valor del *dosimetric leaf gap*, **E.** Dosis transmitida a través de los extremos de las hojas **F.** Dosis Transmitida a través de las hojas del MLC. Tomada de [4].

de fluencia real tal que la distancia entre un par de hojas completamente cerrada es igual al *dosimetric leaf gap* [4].

3.6.3. Tongue and Groove

Como se habló anteriormente, con la intención de minimizar la fuga interhoja, algunos modelos de MLC tiene un diseño de *tongue and groove*. En un campo de radiación, una lengüeta expuesta modifica la fluencia entregada, debido a que ésta bloquea algo de la radiación adicional. La cantidad de radiación bloqueada es proporcional a la relación entre la lengüeta y en ancho de la hoja, esto es llamado el efecto de *tongue and groove* [4].

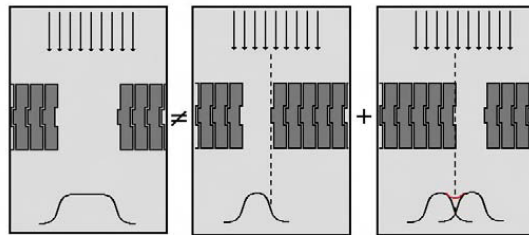


Figura 3-23: Efecto de *Tongue and Groove*. Tomada de [22].

Como se muestra en la Figura 3-23, la suma de las fluencias de los dos segmentos no es igual a la fluencia del campo total abierto, obteniéndose una región de subdosificación, puesto que esa pequeña región siempre está cubierta ya sea por la lengüeta o por la ranura [22].

El efecto de *tongue and groove* se toma en cuenta en todas las fluencias usadas en el cálculo de dosis, y es más significativo en DMLC o tratamientos en arco que cuando el MLC está estático [4].

3.6.4. Penumbra

La penumbra es la región de un perfil, donde la dosis cambia rápidamente, ésta depende tanto del campo definido, tamaño de la fuente (*focal spot*) y el desequilibrio electrónico lateral. La caída de la dosis en el borde del haz geométrico es de forma sigmoide y se extiende debajo de las mandíbulas del colimador en la cola de penumbra, donde hay un pequeño componente de la dosis debido a la transmisión a través de las mandíbulas del colimador (penumbra de transmisión), un componente atribuido al tamaño finito de la fuente (penumbra geométrica) y un componente significativo debido a la dispersión de los rayos X en pacientes (penumbra de dispersión) [9].

La penumbra total se conoce como la penumbra física y es la suma de los tres penumbras individuales: transmisión, geométrica y de dispersión. La penumbra física depende de la energía del haz, tamaño de fuente, SSD, la distancia del colimador a la fuente y la profundidad en el simulador físico [9]. La Figura 3-24 muestra la configuración de los colimadores y superficie que usa Khan [24] para definir la penumbra geométrica como se muestra en la ecuación 3-18.

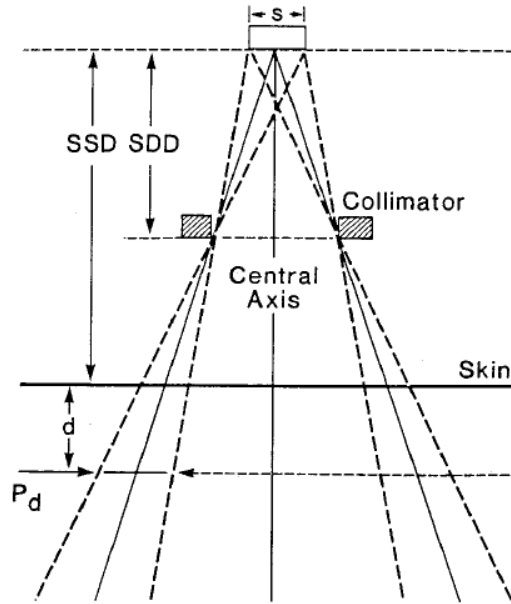


Figura 3-24: Diagrama para calcular la penumbra geométrica. Tomada de [24].

$$P_d = \frac{s(SSD + d - SDD)}{SDD} \quad (3-18)$$

Donde s es el diámetro de la fuente, SDD es la distancia de la fuente a la base del colimador y SSD es la distancia de la fuente a la superficie o piel.

La penumbra en fotones está definida típicamente como la distancia entre los valores de dosis del 80 % y el 20 % en un perfil de dosis [9] medido a una profundidad dada. Siempre que se cite la penumbra se debe establecer la profundidad de medida y si es el caso entre qué diferencias de dosis se midió la distancia.

3.7. Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT)

El objetivo de la radioterapia es entregar de forma precisa una distribución de dosis a un volumen blanco definido. La precisión en el cálculo y la medida de la dosis, y la precisión geométrica han sido desafíos que se han ido mejorando. Para la precisión geométrica los fabricantes de aceleradores lineales han desarrollado sistemas de imágenes integrados que permiten una visualización de la anatomía interna del paciente y mejorar el posicionamiento del mismo [25]. Las soluciones que ofrece Varian Medical Systems, Inc y que se ilustran en la Figura 3-25 son: un detector de fotones de MeV para obtener radiografías digitales llamado Portal Vision (MVD), y un sistema de fuente-detector de kilovoltaje llamado *On-Board Imager* (kVS y kVD), el cual permite obtener imágenes bidimensionales.

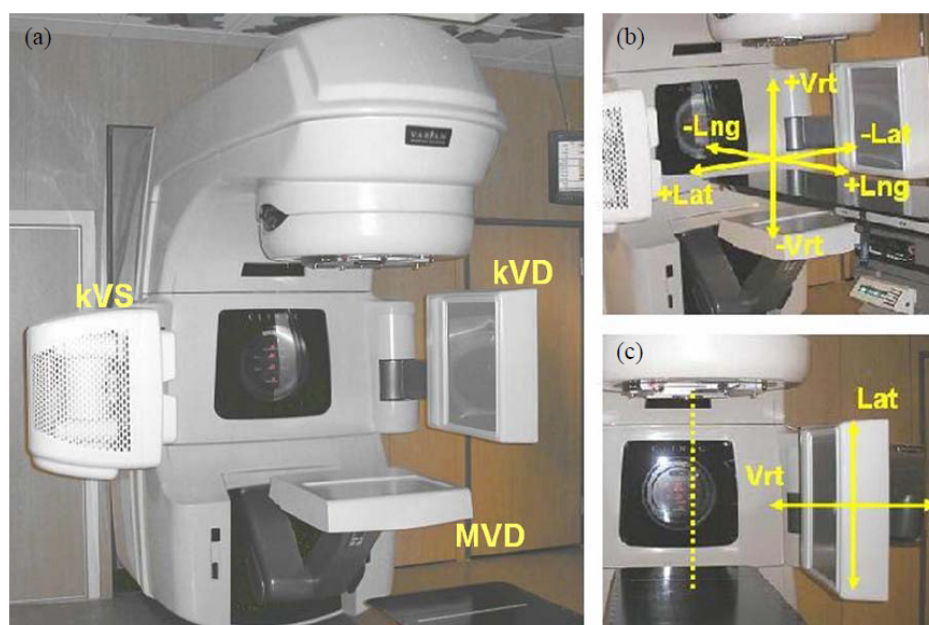


Figura 3-25: Acelerador lineal con los brazos Exact[®] Amrs en posición de toma de imagen. Tomada de [26].

3.7.1. On-Board Imager

El *On-Board Imager* (OBI) es un dispositivo de imagen montado en el acelerador lineal, usado para verificar la posición en los tratamientos. El OBI consiste en dos brazos robóticos llamados ExactArms, uno sostiene la fuente de rayos X (kVS) y el otro sostiene un panel de detectores de silicio amorfo (kVD). Los brazos ExactArms están montados perpendicularmente al brazo del acelerador como se muestra en la Figura 3-25 [26].

La posición de los brazos se puede cambiar desde la sala de tratamiento utilizando los pendants o remotamente desde la consola de control, además éstos están equipados con detectores de colisión y un sistema de bloqueo (interlock). La fuente (kVS) consiste en un tubo de rayos X y un colimador (Figura 3-26). Los voltajes posibles del tubo van desde 40 kV hasta 150 kV, el rango de las cuchillas (*blades*) de colimación va de -35 mm a 250 mm, el ángulo del ánodo y cuenta con dos posibles puntos focales de 0.4 mm y de 0.8 mm [27].

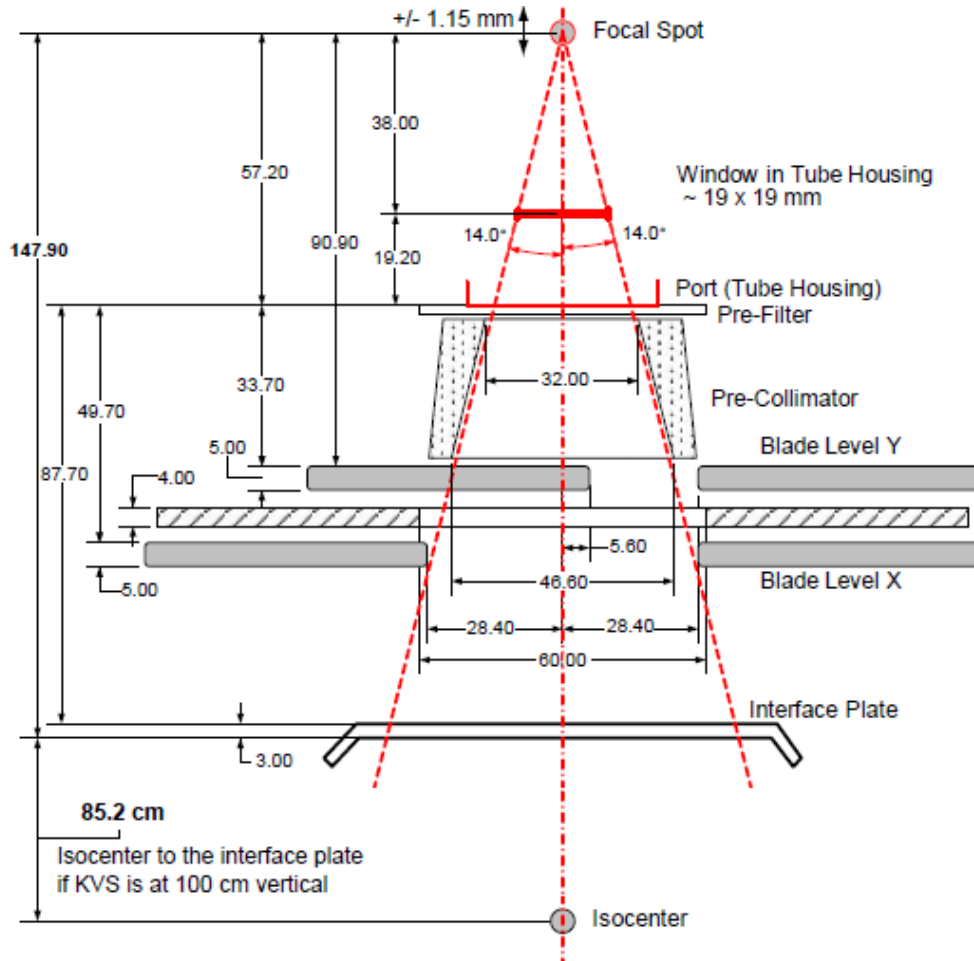


Figura 3-26: Geometría del colimador de la fuente de kV. Tomada de [27].

El detector (kVD) consiste en un panel (PaxScan[®] 4030CB) con una grilla antidispersión de 0.5 mm [28]. El área activa de la imagen es de 397 mm x 298 mm [27, 29], y consiste de una matriz de 2048 x 1536 fotodiodos de silicio amorfo en forma de películas delgadas [26, 29], en combinación con una capa de Yoduro de Cesio dopado con Talio (CsI:Tl) de 0.6 mm de espesor como material centellador [28]. La mayoría de aplicaciones usan el modo de media resolución (2x2 binning) dando como resultado 1024x768 pixeles lógicos [26]. Las posibles distancias a las que puede estar el detector a partir de la fuente (*source-to-imager distance* (SID)) es 100 cm hasta 182.5 cm [26].

3.7.2. Dispositivo Electrónico de Adquisición de Imágenes Portales (EPID)

PortalVision[™] es una solución que ofrece Varian Medical Systems Inc para mejorar la precisión geométrica en el posicionamiento de los pacientes, siendo este un detector para rayos X de MeV, logrando imágenes de alta calidad con solo 1 MU gracias a su sistema de adquisición de imagen (IAS3) [30], basado en tecnología de Silicio amorfo [30]. Las imágenes obtenidas se denominan imagen portal, mientras que el detector se lo denomina EPID (Electronic Portal Imager Device).

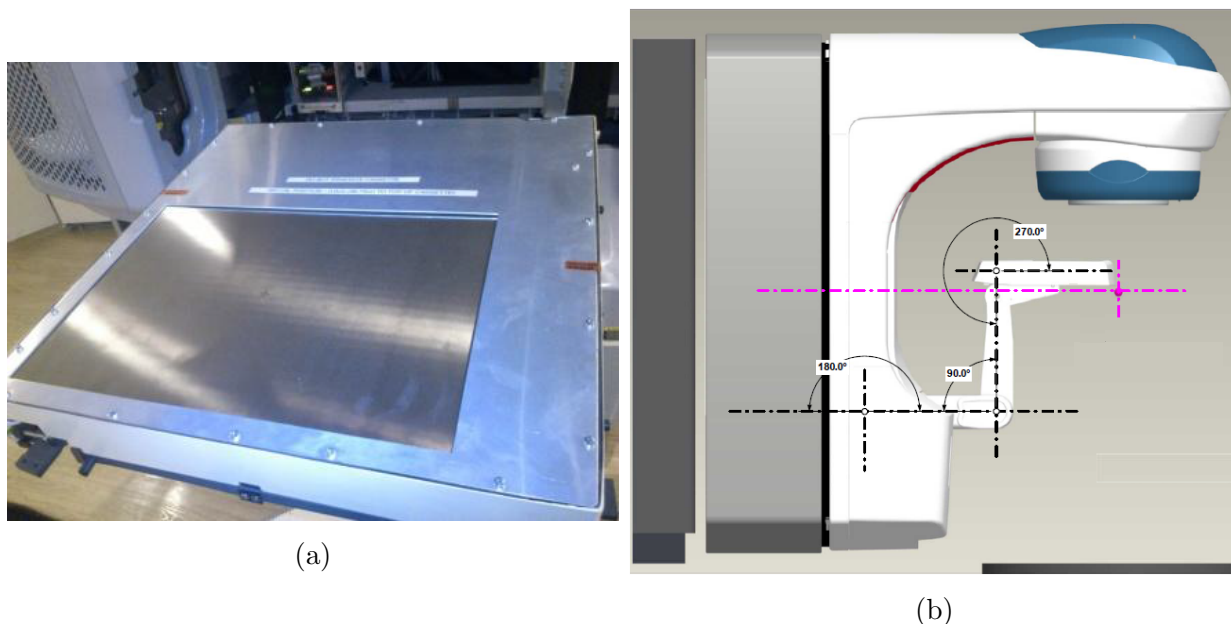


Figura 3-27: (a) EPID aS1000 de Varian Medical Systems, Inc [31]. (b) Brazo Exact[®] Arm de PortalVision[™]. Tomada de [32].

La referencia que se utilizará en este trabajo es PortalVisionTM aS1000 cuya matriz es de estado sólido, se compone de 1024x768 pixeles, en un área activa de 40 cm x 30 cm (Figura 3-27a) y una separación entre los pixeles de 0.392 mm [30]. Las imágenes se toman a un SID entre 120 cm y 180 cm, dando como resultado un campo de visión de 25x33 cm² y 16x22 cm² respectivamente [30].

El detector se encuentra soportado por un brazo Exact[®] Arm (Figura 3-27b) con movimiento en los 3 ejes [30], el rango de movimiento es: en lateral: ± 16 cm, en longitudinal: 40 cm Cuando SID=130 cm y en vertical: 182 cm – 97.5 cm SID, cuando la configuración en lateral y longitudinal es igual a 0 cm [30].

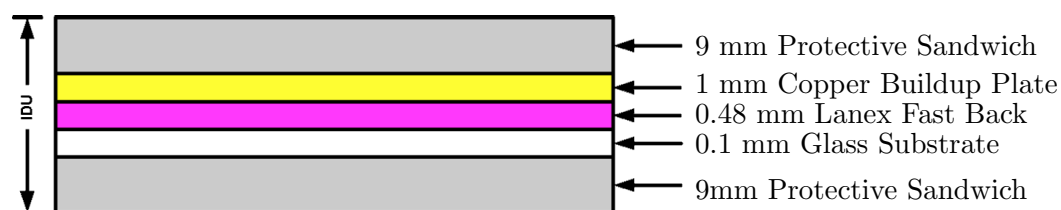


Figura 3-28: Unidad de detección de imagen. Tomada de [33].

La Figura 3-28 muestra los componentes del detector, una lámina de cobre de 1 mm, que cumple la función de generar build-up o equilibrio electrónico y representa un espesor equivalente a agua de aproximadamente 1 cm [34], también blindará cierta cantidad de radiación dispersa [31]. Una pantalla de centelleo, Kodak Lanex Fast Back, de 0.48 mm de grosor [33], hecha con oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio ($Gd_2O_2S:Tb$), la cual genera fotones en el espectro visible a partir de la interacción con radiación incidente [31]. La matriz de detección está dividida en pixeles con silicio amorfo como fotodiodo, un transistor de película delgada (TFT) que convierte la luz visible en señal eléctrica [33]. Además un sustrato de vidrio con un grosor de 1 mm soporta todos los circuitos electrónicos [31].

El EPID aS1000 también permite realizar una rápida adquisición de una imagen de dosis portal usando la herramienta Portal Dosimetry, esta herramienta se discutirá en la sección 4.1.1.

3.8. Detectores de radiación utilizados

3.8.1. Cámaras de ionización

Consiste básicamente en un volumen de gas entre dos electrodos conectados a una fuente de alto voltaje entre 100 V y 1000 V. La Figura 3-29 muestra el esquema de una cámara de ionización, en ella se muestra como la radiación crea pares de iones en el volumen del gas, los cuales son atraídos por los electrodos para crear una corriente eléctrica la cual es medida con un electrómetro [18,35].

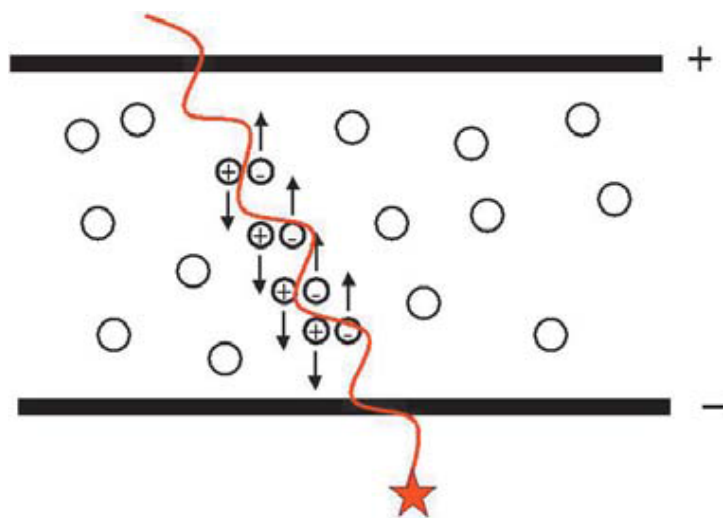


Figura 3-29: Esquema de una cámara de ionización. Tomada de [35].

Cuando el detector se opera a voltajes bajos, la carga recolectada es relativamente baja debido a la recombinación iónica, a medida que el voltaje se incrementa, la señal también incrementa ya que las cargas se recolectan antes de que se puedan recombinar. Posteriormente la señal llega a saturación cuando todos los pares de iones creados son recolectados, con la intención de operar el detector en la región de saturación, el voltaje aplicado entre los electrodos debe cumplir con la región cámara de ionización que se esquematiza en la Figura 3-30. La Figura 3-30 muestra la variación de la carga recolectada como función del voltaje aplicado en un detector gaseoso y las diferentes regiones de operación del detector. El comportamiento posterior a la región de cámara de ionización se debe a que al incrementar el voltaje aplicado, los electrones producidos se aceleran a tal punto de crear una ionización adicional, incrementando la carga recolectada [18].

Existen distintos diseños de cámaras de ionización, como cilíndricas, plano paralelas, esféricas o de pozo [35]. Las cámaras usadas en este estudio tiene diseño cilíndrico, debido a que están diseñadas para determinar la dosis absoluta en haces de fotones en radioterapia [18]. La

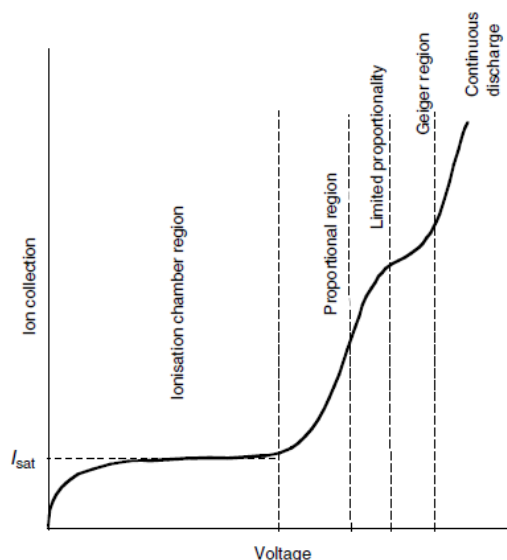


Figura 3-30: Variación de la carga recolectada como función del voltaje aplicado en un detector gaseoso y las diferentes regiones de operación del detector. Tomada de [18].

Figura 3-31 muestra el diseño de una cámara de ionización cilíndrica, la cual consiste en un electrodo central y una pared cilíndrica con punta esférica [35].

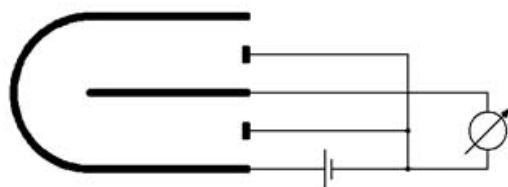


Figura 3-31: Diseño de los electrodos en una cámara de ionización cilíndrica. Tomada de [35].

3.8.2. Detector de diamante sintético - Diodo Schottky

El detector de diamante sintético o *synthetic single crystal diamond detector (SCDD)* consiste en una estructura multicapas de alta conductividad de diamante tipo-p, dopado con boro y diamante intrínseco en el cual está la región de detección [36], obtenida a partir de una deposición química (CVD) sobre un sustrato de cristal de diamante sencillo de $3 \times 3 \times 0.3 \text{ mm}^3$, sintetizado bajo HPHT Ib (*high pressure high temperature synthesis*) [37], la estructura de capas del SCDD descrita se muestra en la Figura 3-32a. Sobre la superficie del diamante intrínseco se evaporó térmicamente un contacto de aluminio delgado y circular de 2.2 mm

de diámetro, mientras que en la capa de diamante tipo-p se formó un contacto de plata mediante *annealing*. La juntura metal/diamante intrínseco hace que se forme un potencial, como se muestra en la estructura de bandas propuesta por Almaviva *et al.*, debido a este potencial el dispositivo funciona como un diodo Schottky [37]. Además la existencia de este potencial formado en la juntura metal/diamante permite que el detector se pueda operar sin voltaje de polarización [36].

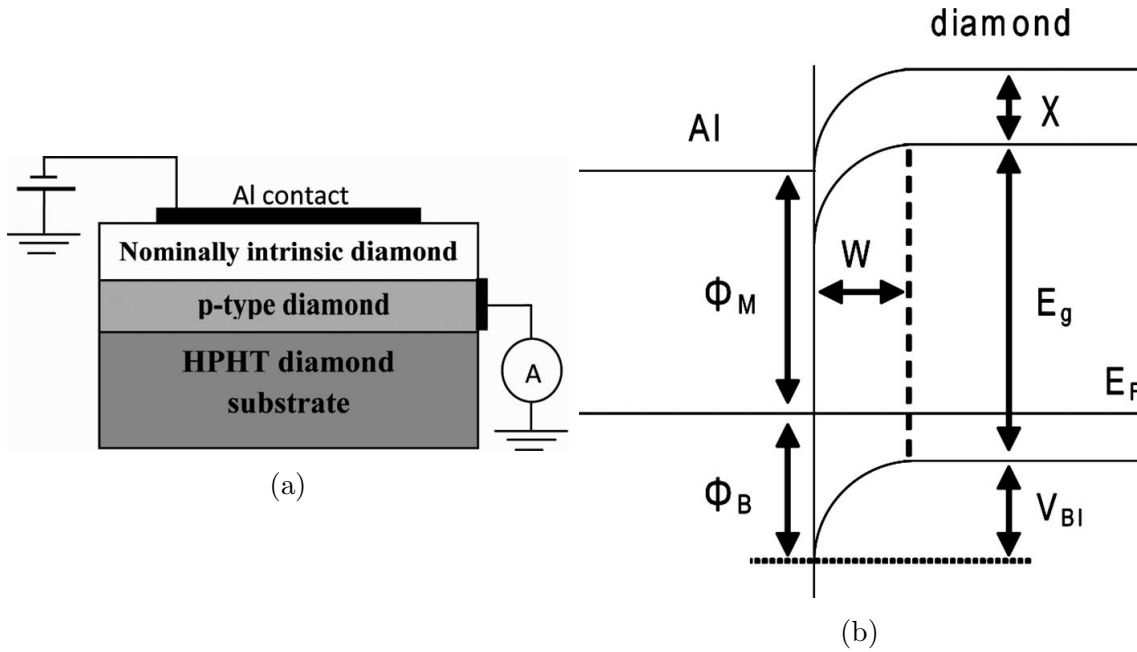


Figura 3-32: (a) Estructura de capas del SCDD. Tomada de [36]. (b) Estructura de bandas propuesta para la juntura metal/diamante del SCDD. Tomada de [36].

Los parámetros de la barrera de Schottky fueron medidos por Almaviva *et al.* utilizando curvas de I-V (Corriente-Voltaje) para el alto de la barrera en conjunto con la teoría de emisión termoiónica para la densidad de corriente J_F [36],

$$J_F = J_S \left[\exp\left(\frac{qV_F}{nkT}\right) - 1 \right] \quad (3-19)$$

$$J_S = A * T^2 \exp\left(\frac{-\Phi_B}{kT}\right) \quad (3-20)$$

donde n es el factor de idealidad, T es la temperatura absoluta, k es la constante de Boltzmann, J_S es la corriente de saturación, A es la constante efectiva de Richardson y Φ_B es el alto de la barrera de Schottky [36].

Por otro lado, se utilizó curvas de C-V (Capacitancia-Voltaje) junto con la relación mostrada en la Ecuación 3-21, para calcular el espesor de la capa de agotamiento

$$W = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{C} \quad (3-21)$$

donde A es el área del contacto circular, ϵ_0, ϵ_r son la permitividad dieléctrica en el vacío y el diamante respectivamente [36].

El potencial formado en la juntura (V_{BI}) se calcula utilizando la ecuación 3-22 en conjunto con las medidas C-V.

$$\frac{1}{C^2} = \frac{2(V_{BI} + V)}{qA^2\epsilon_0\epsilon_r N_A} \quad (3-22)$$

donde N_A es la concentración activa [36].

Además en el caso de semiconductores tipo-p se tiene que $\Phi_B = E_g - (\Phi_M - \chi)$, con esta relación se puede calcular la afinidad electrónica tomando como gap del diamante $E_g=5.47$ eV, y como función de trabajo del aluminio $\Phi_M=4.28$ eV [36].

La Tabla **3-4** muestra el valor de los parámetros eléctricos obtenidos por Almaviva *et al.* [36] para el SCDD.

Tabla 3-4: Parámetros eléctricos del detector sintético de diamante (SCDD) [36].

Parámetros	Definición	Valor
n	Factor de idealidad	1.60 ± 0.01
Φ_B (eV)	Barrera de Schottky	1.84 ± 0.02
W (μm)	Espesor de la capa de agotamiento	1.24 ± 0.01
N_A (cm^{-3})	Concentración activa	$(4.27 \pm 0.56) \times 10^{14}$
V_{BI} (V)	Potencial en la juntura	1.38 ± 0.03
Φ_M (eV)	Función de trabajo de Al	4.28
E_g (eV)	Ancho de banda del diamante	5.47
χ (eV)	Afinidad electrónica	0.65

4 Materiales

4.1. Acelerador Lineal Silhouette

El acelerador lineal Clinac® iX incorpora características que permiten entregar tratamientos de: radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia guiada por imágenes (IGRT), arcoterapia modulada volumétricamente (VMAT) y radiocirugía estereotáctica (SBRT) [38].



Figura 4-1: Acelerador lineal Clinac® iX, Varian.

Entre los componentes del acelerador lineal Clinac® iX (Figura 4-1) tenemos al colimador multihojas *Millenium*™ 120 (Ver sección 3.6), sistema de guía por imágenes: OBI,EPID, sistemas que se describieron en las Secciones 3.6 y 3.7.

La configuración espacial de algunos componentes en el cabezal se muestra en la Tabla 4-1 como referencia a la fuente primaria.

En la Tabla 4-1 se muestra las distancias entre la fuente virtual primaria y los componentes del cabezal: la fuente secundaria, la cual es una fuente virtual de radiación localizada en la base del filtro aplanador; la parte superior e inferior de los colimadores de mandíbulas; y hasta la mitad de las hojas del MLC.

Tabla 4-1: Valores de distancia entre la fuente primaria y los componentes del cabezal de acelerador lineal iX de Varian [4].

Componente	Distancia (mm)
Base del filtro aplanador (fuente secundaria)	125
Parte superior de la mandíbula en Y	280
Base de la mandíbula en Y	358
Parte superior de la mandíbula en X	367
Base de la mandíbula en X	445
Parte media de las hojas del colimador multihojas (MLC)	509

4.1.1. Portal Dosimetry

Portal Dosimetry es el nombre de una aplicación comercial distribuida por Varian Medical Systems Inc con el propósito de realizar verificaciones pre-tratamiento en planes de IMRT y RapidArc. Portal Dosimetry puede ser empleado con el propósito de comparar imágenes portales de dosis predichas y adquiridas, comparar dos imágenes adquiridas, definir y aplicar plantillas para tareas dosimétricas con imágenes portales, realizar análisis y almacenarlos para documentación o revisión [39]. Por esto se usará el EPID aS1000 en conjunto con la aplicación Portal Dosimetry para realizar las pruebas para la caracterización del sistema de colimación multihojas.

La aplicación Portal Dosimetry funciona en el entorno *Eclipse*TM de Varian, usa el algoritmo PDC (*Portal Dose Calculation*) para predecir la imagen portal de dosis [30]. Para adquirir la imagen se emplea el detector PortalVisionTM aS1000 (EPID) (Sección 3.7.2). La Figura 4-2 muestra la imagen portal de dosis predicha y la imagen de dosis portal medida, tal como se muestra en la aplicación de Portal Dosimetry.

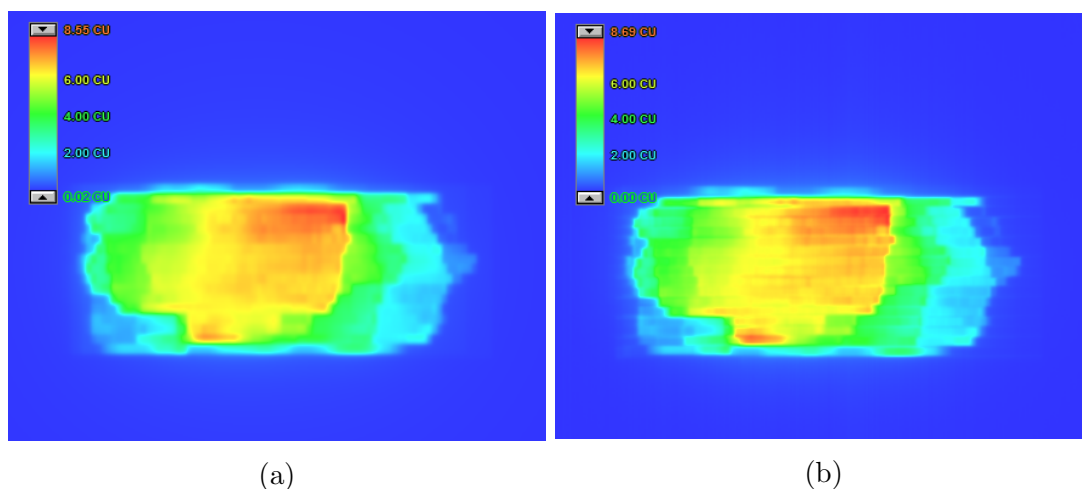


Figura 4-2: (a) Imagen de dosis portal predicha. (b) Imagen de dosis portal medida. Imágenes adquiridas en el área del radioterapia del HU-FSFB.

4.2. Sistemas de dosimetría

4.2.1. Sistema de dosimetría MP3-M de PTW

El sistema MP3-M se emplea para medir distribuciones de dosis en radioterapia, está compuesto por un tanque de agua de acrílico de 20 mm de espesor que rota y tres motores para cambiar la posición del detector con el que se realiza la medida. El rango de la posición es de $50 \times 50 \times 40.8 \text{ cm}^3$. Los motores del tanque tiene una velocidad de 50 m/s y una precisión de 0.1 mm [40], éstos se controlan mediante la unidad de control TBA (*therapy beam analyzer*).



Figura 4-3: Sistema MP3-M de PTW. Tomada de [40].

El sistema también cuenta con soporte SCANLIFT que permite ajustar la altura del tanque MP3-M. Las medidas se realizan con un electrómetro de doble canal TANDEM, mientras que la adquisición y el análisis de datos se realiza en el software MEPHYSTO mc² [40]. La Figura 4-3 muestra el sistema MP3-M completo.

4.2.2. Electrómetro PTW UNIDOS E T10010

El electrómetro UNIDOS E (Figura 4-4) se emplea en dosimetría en radioterapia, usado junto con cámaras de ionización o detectores de estado sólido. Su interfaz de operación es de RS232. La Tabla 4-2 muestra algunas especificaciones técnicas de éste electrómetro.



Figura 4-4: Electrómetro Unidos E T10010 de PTW. Tomada de [40].

Tabla 4-2: Especificaciones técnicas del electrómetro PTW UNIDOS E [41].

Parámetro	Valor
Intervalo de medida	1 ... 9999 s
Tensión en la cámara	0 ... ± 400 V a pasos de 50 V
Exactitud en la tensión	$\leq (\pm 2 \% \pm 1V)$
Exactitud de la medición de corriente y carga	$\leq \pm 0,5 \%$
Tiempo de calentamiento	5 minutos

4.2.3. Cámara de ionización PTW Farmer 30013

La cámara de ionización Farmer tiene un volumen efectivo de medición de 0.6 cm^3 , es una cámara impermeable para dosimetría absoluta para ser usada en agua o en un material sólido. La pared de la cámara está hecha de grafito con una cubierta de protección de acrílico y el electrodo está hecho de aluminio [40]. La Figura 4-5b muestran los planos del diseño y dimensiones de la cámara Farmer 30013 de PTW, esta cámara se considera voluminosa, por ésto se recomienda para campos grandes y medidas en las que se promedie la dosis en un gran volumen, tal como la medición del factor de transmisión y calibración de haces externos.

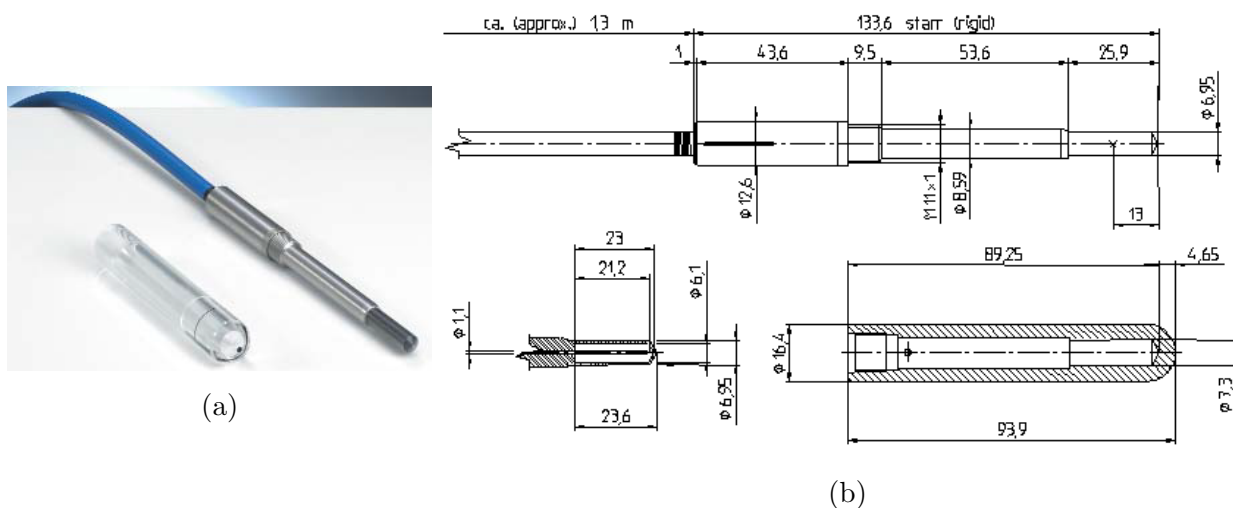


Figura 4-5: (a) Cámara de ionización Farmer 30013 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Farmer 30013 de PTW. Tomada de [35].

En la Tabla 4-3 están algunas especificaciones técnicas relevantes de la cámara Farmer.

Tabla 4-3: Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PTW 30013 Farmer [42].

Parámetro	Valor
Rango de Energía	30 keV... 50 MeV para fotones
Volumen efectivo de medición	0.6 cm^3
Voltaje de operación	$\pm(100 \dots 400) \text{ V}$
Corriente de fuga	$\leq \pm 4 \text{ fA}$
Fuga del cable	$\leq 1 \text{ pC}/(\text{Gy cm})$
Punto de referencia	13 mm desde el extremo de la cámara en el eje de la cámara.

4.2.4. Cámara de ionización PTW Semiflex 31010

La cámara de ionización Semiflex 31010 tiene un volumen efectivo de medición de 0.125 cm^3 , y es una cámara impermeable usada para dosimetría absoluta y para distribuciones de dosis, puede ser empleada en agua o en un material sólido. La pared de la cámara está hecha de grafito con una cubierta de protección de acrílico [40]. El volumen sensitivo es aproximadamente esférico por lo cual no presenta dependencia angular. La Figura 4-6b muestra los planos del diseño de la cámara Semiflex 31010 de PTW, en la cual se observa que las dimensiones del volumen sensitivo son 6.9 mm y 6.5 mm, en concordancia con la aproximación a un volumen esférico.

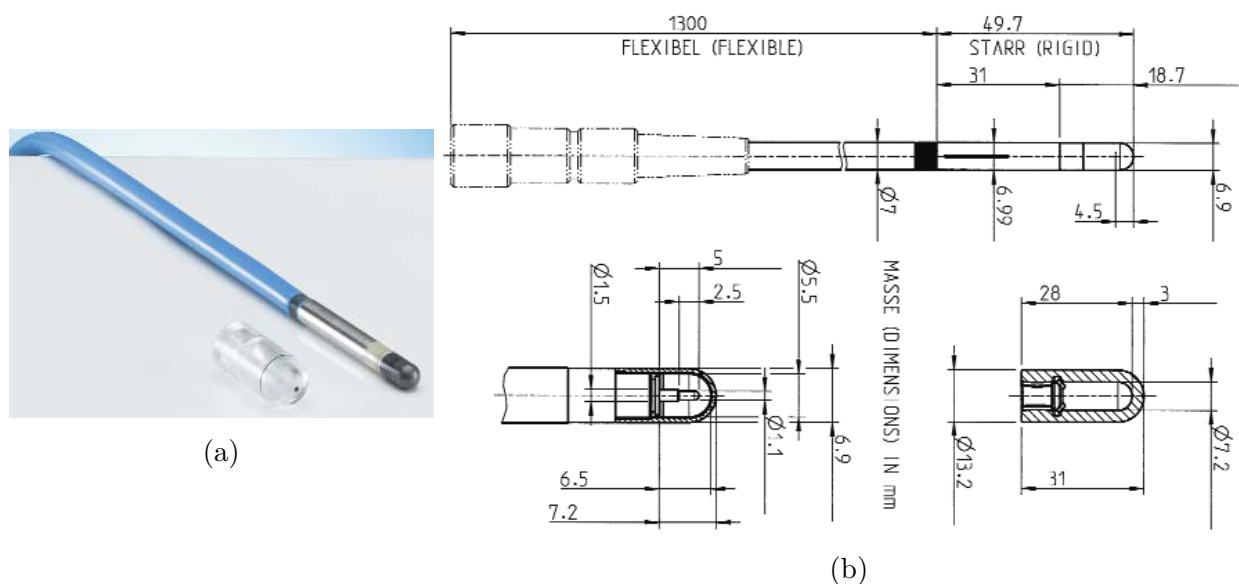


Figura 4-6: (a) Cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. Tomadas de [35].

Tabla 4-4: Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PTW 31010 Semiflex [35].

Parámetro	Valor
Rango de Energía	140 keV... 50 MeV para fotones
Volumen efectivo de medición	0.125 cm^3
Voltaje de operación	$\pm(100 \dots 400) \text{ V}$
Corriente de fuga	$\leq \pm 4 \text{ fA}$
Fuga del cable	$\leq 1 \text{ pC}/(\text{Gy cm})$
Punto de referencia	4.5 mm desde el extremo de la cámara en el eje de la cámara.

4.2.5. Detector PTW microDiamond 60019

El detector microDiamond es un diodo Schottky, en el cual la radiación incidente genera portadores de carga positivos y negativos, estas se separan por el campo del diodo la corriente medida por el electrómetro. No se requiere voltaje de polarización y el detector debe ser operado a 0 V [43]. En la sección 3.8.2 se hace una descripción de la estructura del detector, así como del principio físico de su operación.

Tabla 4-5: Especificaciones técnicas del detector PTW 60019 microDiamond [43].

Parámetro	Valor
Diseño:	Impermeable, volumen sensitivo perpendicular al eje del detector.
Volumen sensitivo nominal:	0.004 mm ³ , radio 1.1 mm, espesor 1 μ m
Dirección de incidencia:	axial
Dosis de pre-irradiación:	5 Gy
Nominal response:	1 nC/Gy
Estabilidad de la dosis:	< 0.25 % / kGy at 18 MV
Respuesta a temperatura:	≤ 0.08 % / K
Respuesta en energía:	$\leq \pm 8$ % (100 keV ... 60Co)
Respuesta direccional:	≤ 1 % para inclinación $\leq \pm 40^\circ$
Voltaje de polarización:	0 V
Espesor equivalente a agua de la ventana:	1.0 mm

La Figura 4-7b muestra los planos del detector microDiamond 60019 con sus dimensiones, además muestra un recubrimiento de 0.954 mm de espesor equivalente a 1 mm de agua.

Ciancaglioni y Marinelli fueron los diseñadores de este diodo en conjunto con PTW y la caracterización de éste se muestra en [44], en este estudio la respuesta del detector muestra una desviación en la linealidad menor a ± 0.5 % en el rango de 0.01 y 7 Gy y la dependencia con la tasa de dosis está por debajo de ± 0.5 % en el rango de 1-6 Gy/min. Además no presenta dependencia angular si se rota en su propio eje. Así mismo la dependencia con la temperatura fue ± 0.2 % en la respuesta del detector en el rango de 18–40 °C [44].

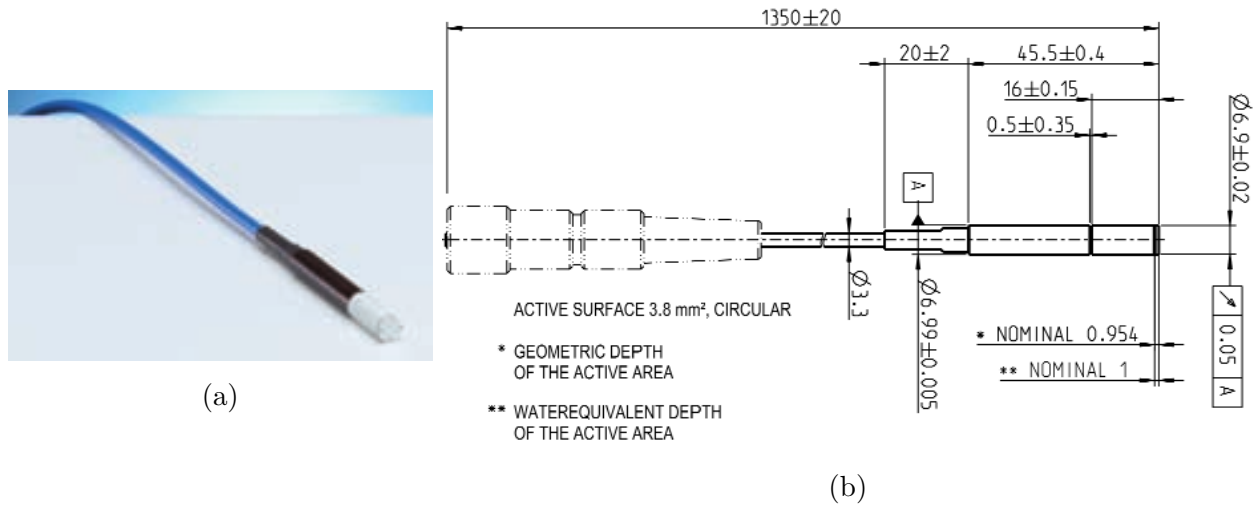


Figura 4-7: (a) Detector microDiamond 60019 de PTW. (b) Plano del detector microDiamond 60019 de PTW. Tomadas de [35].

4.3. Sistemas de calidad de imagen

4.3.1. Bloque Marker

El bloque Marker, es un simulador físico usado en pruebas de precisión geométrica en los sistemas de imagen. Éste simulador físico cuenta con una fiducia (marca radio-opaca) en su centro y cuatro marcas en posiciones conocidas del bloque [45]. La Figura 4-8a muestra al bloque Marker.

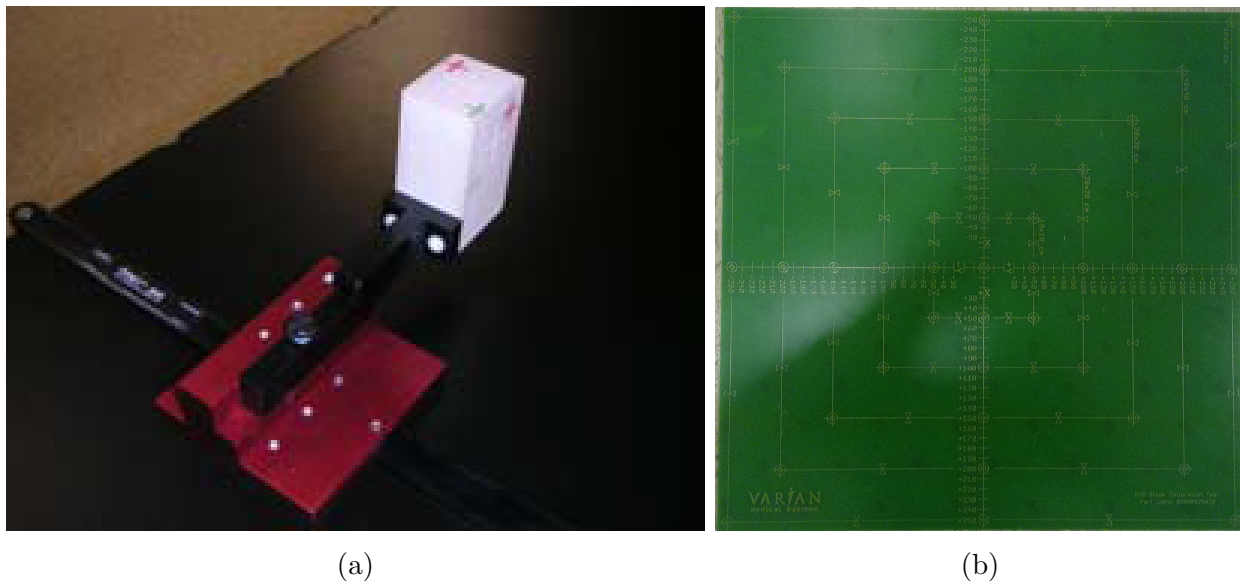


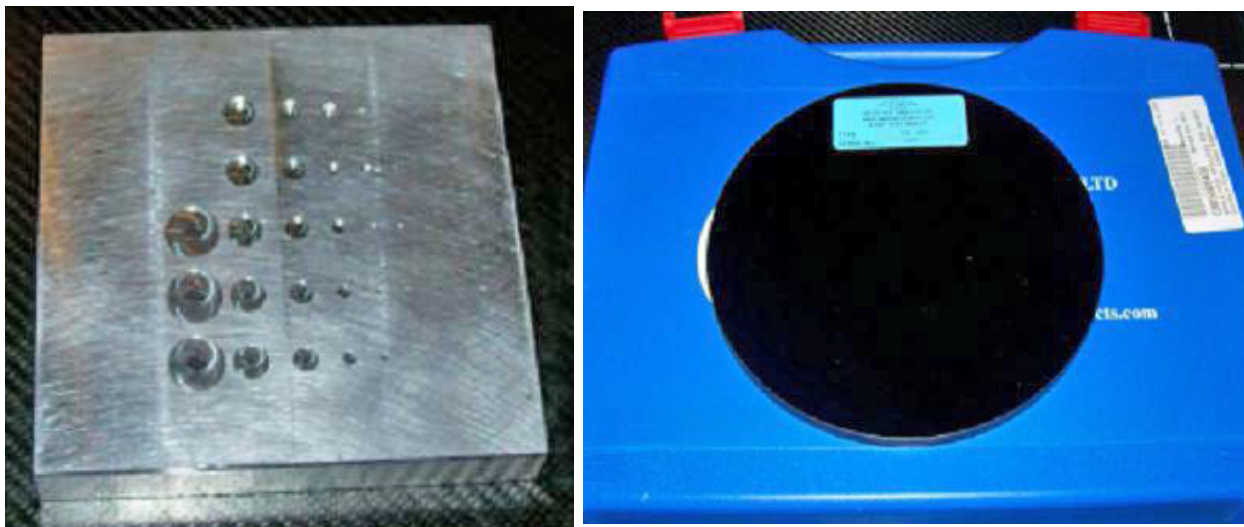
Figura 4-8: (a) Simulador físico Marker. (b) Blade Calibration Plate.

4.3.2. Blade Calibration Plate

La placa de calibración de cuchillas es suministrada por Varian Medical System, para la calibración de las cuchillas colimadoras del kVS del OBI, pero también se usa en pruebas de precisión geométrica y de escala en la imagen de los sistema de imagen. La Figura 4-8b muestra la placa de calibración de cuchillas.

4.3.3. Simulador físico Las Vegas

El simulador físico Las Vegas es usado para evaluar la calidad de imagen en los dispositivos EPID, cuenta con 28 hoyos con diferentes profundidades y diámetros como se aprecia en la Figura 4-9a [46]. La visibilidad de los hoyos en una imagen obtenida con fotones de MV permite determinar la resolución espacial y el contraste del EPID.



(a)

(b)

Figura 4-9: (a) Simulador físico Las Vegas. (b) Simulador físico Leeds TOR 18FG.

4.3.4. Simulador físico Leeds TOR 18FG

El simulador físico Leeds TOR 18FG (Leeds Test Objects Ltd, North Yorkshire, UK) es usado para cuantificar la resolución espacial y el contraste de la imagen plana de kV generada por el OBI. Éste simulador físico cuenta con 18 discos de 8 mm de diámetro y 21 patrones de barras (de 5 barras y 4 espacios) [47]. La resolución espacial y el contraste se puede determinar mediante el disco del contraste más bajo y el grupo de barras visible en el cual se pueda determinar todas las barras y los espacios, en la imagen [48].

4.3.5. Sistema NOMEX

El sistema NOMEX es un sistema dosimétrico para radiología diagnóstica conforme a la norma IEC 61674 para uso en dosimetría absoluta y mediciones de control de calidad en radiología diagnóstica de rayos X, para pruebas de aceptación y verificación de la constancia en radiografía, fluoroscopia, radiografía dental, mamografía y aplicaciones de tomografía computarizada [49]. El sistema usado se compone de dosímetro (NOMEX Dosemeter T11050), un multímetro (NOMEX Multimeter T11049), y una cámara de ionización (CT TL30009).

NOMEX Multimeter T11049

El multímetro T11049 es un detector semiconductor multicanal que permite la medición de: dosis, tasa de dosis, dosis por pulso, pulsos, frecuencia del pulso, tiempo de exposición, tensión del tubo, filtración total, capa hemirreductora así como las formas de onda kV y de tasa de dosis [49]. La profundidad de medición en este detector es de $4.7 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ por debajo de la parte superior del dispositivo [49].



Figura 4-10: Multímetro T11049 (izquierda) y Dosímetro T11050 (derecha) NOMEX de PTW. Tomada de [49].

4.4. Otros elementos de control de calidad

4.4.1. Front Pointer

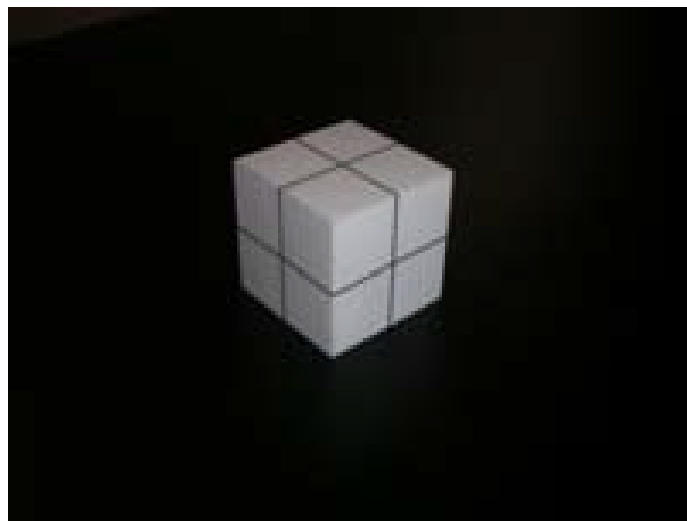
El accesorio *front pointer* consta de una placa de montaje y un conjunto de varillas de acero de diferentes longitudes, las cuales al colocarlas a la placa de montaje indican la distancia a lo largo del eje central desde la fuente virtual hasta la punta de la varilla [50]. La máxima distancia medible con las varillas que se posee es de 110 cm SSD.

La Figura 4-11a ilustra la placa y una varilla del *front pointer* montadas sobre el acelerador Clinac® iX.

Dado que la variación de la temperatura en el bunker es de máximo 3°C , y el coeficiente de dilatación térmica del acero es de $1.2 \times 10^{-5} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$, la máxima variación en la longitud de las varillas es de $14.4 \text{ }\mu\text{m}$, lo cual es despreciable, garantizando que es un elemento de medida confiable.



(a)



(b)

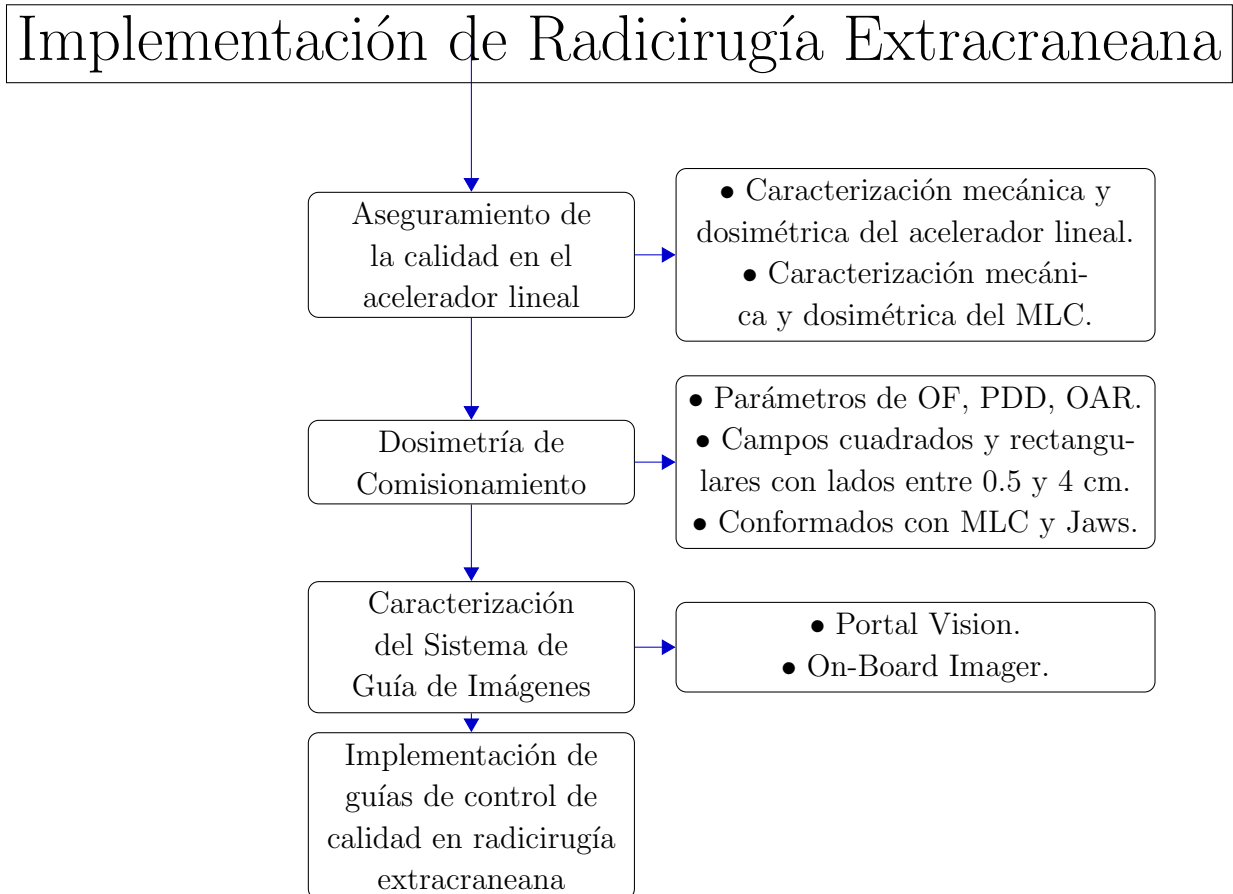
Figura 4-11: (a) Front pointer puesto en el cabezal del acelerador lineal Clinac[®] iX. (b) Cubo de isocentro.

4.4.2. Cubo de isocentro

Este simulador físico es proporcionado por Varian Medical Systems Inc y también se usa en pruebas de precisión geométrica para los sistemas de imagen, como el bloque Marker y la placa de calibración de cuchillas debido a que cuenta con fiducias. También es utilizado para determinar la variación que pueda tener el isocentro del brazo del acelerador, usando las marcas que tiene en todas sus caras. La Figura 4-11b muestra al el simulador físico en cuestión, y ella se observa las marcas mencionadas.

5 Métodos

El siguiente diagrama de flujo esquematiza la forma en la cual se desarrolló el presente trabajo, en el cual se realiza una caracterización mecánica y dosimétrica del acelerador lineal [12, 51, 52] y del sistema de colimación por multihojas [19, 22, 23], esto se hace con el fin de garantizar la calidad de estos dispositivos antes de realizar la dosimetría de comisionamiento enfocada a campos pequeños que se discute en la Sección 6.3.



Posteriormente se realiza la dosimetría de los parámetros necesarios para la puesta en marcha del algoritmo de optimización inversa utilizando en cálculos de dosis para técnicas de IMRT, pero sólo para campos pequeños en un rango de 0.5 cm x 1 cm a 4 cm x 4 cm. Esta dosimetría se hace en las condiciones recomendadas por Varian Medical Systems, Inc. Finalmente se hace la caracterización del sistema de guía por imágenes [26, 45–47, 53].

El presente capítulo es la guía de control de calidad de SBRT que se implementó en el área de radioterapia del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá y la con la cual se desarrolló este trabajo final de maestría.

5.1. Caracterización genérica del Acelerador Lineal

Se hace una caracterización integral del acelerador lineal [51,54], con el fin de garantizar que su operación estén dentro de los límites mecánicos y dosimétricos necesarios para entregar tratamientos de radiocirugía extracraneana [2].

Aspectos Mecánicos

5.1.1. Indicadores en la rotación del brazo

Se evalúa si la angulación en la cual se encuentra el brazo es la reportada por los indicadores electrónicos en la consola de comandos, para esto se utiliza un nivel digital o de burbuja. Se posiciona el nivel en una zona plana en el cabezal del brazo, gire el brazo a 0° , 90° , 180° y 270° usando como referencia el nivel, luego se comprueba el valor mostrado en el display del equipo y en la consola de comando, por especificaciones [55] la rotación del brazo registra una exactitud de 0.5° y la tolerancia según Klein *et al.* [51] es 1° .

5.1.2. Indicadores en la rotación del colimador

Se busca determinar si la angulación en la cual se encuentra el colimador es la reportada por los indicadores electrónicos en la consola de comandos, para esto se utiliza un nivel digital o de burbuja. Con el brazo a 90° o 180° se gira el colimador a 0° , 90° , 160° , 196° y 270° usando como referencia el nivel, el nivel se posiciona en el borde plano del colimador, luego se comprueba el valor mostrado en el display del equipo y en la consola de comando, por especificaciones [55] la rotación del colimador tiene una exactitud de 0.5° y la tolerancia según Klein *et al.* [51] es de 1° .

5.1.3. Telémetro

Con esta prueba se evalúa la concordancia del valor mostrado por el indicador óptico de distancia ODI o telémetro con el valor de punteros metálicos (*Front Pointer*) debidamente calibrados. Para esto se posiciona en *front pointer* en el cabezal de acelerador, y se incrusta un puntero a una distancia determinada, luego se observa el valor que indica el telémetro justo en la punta de la varilla del puntero. La prueba se realiza para la varilla más larga y la más corta con puntos intermedios, incluido el punto en el que la distancia hasta la punta

de la varilla sea 100 cm. La discrepancia entre los dos valores debe ser igual o menor a 2 mm [51].

5.1.4. Coincidencia del láser en el isocentro

Se pretende determinar si los láser de posicionamiento ubicados en la sala de tratamiento coinciden con el punto del isocentro, para esto se posiciona el brazo a 0° y se ubica *front pointer* en el cabezal de acelerador, se incrusta un puntero calibrado a 100 cm, luego se evalúa la coincidencia de los láser en la punta de la varilla del puntero. Para SBRT la coincidencia debe ser menor a 1 mm (<1 mm) [51].

5.1.5. Centrado en el retículo (Cross-hair)

Se busca evaluar el centrado del acetato que demarca las líneas del cross-hair, para esto se usa papel milimetrado y se sigue el procedimiento mostrado a continuación [52]:

1. Se posiciona el brazo, el colimador y la camilla de tratamiento a 0° .
2. Se lleva la camilla a una altura tal que la SSD sea igual a 100 cm, sitúe el papel encima de la camilla.
3. Se alinea el papel con el cross-hair.
4. Marque la líneas sombreadas por el cross-hair en el papel milimetrado.
5. Se repite el paso anterior rotando el colimador a 45° , 90° , 135° , 270° y 315° .
6. Se evalúa la variación en el punto central de cruce.

La variación debe ser menor o igual a 1 mm [51].

5.1.6. Isocentro mecánico

Brazo

En esta prueba se usa simulador físico Cubo de isocentro, se posiciona en el isocentro definido por los láseres, con el colimador en 0° se evalúa la concordancia definida entre la proyección del cross-hair y las marcas de alineación en el cubo para los ángulos de 0° , 90° y 270° . La discrepancia deberá estar dentro de ± 1 mm [51].

Camilla

Para esta prueba se usa papel milimetrado y se lleva a cabo el siguiente procedimiento:

1. Se posiciona en brazo, el colimador y la camilla de tratamiento a 0° .
2. Se lleva la camilla a una altura tal que la SSD sea igual a 100 cm, sitúe el papel encima de la camilla.
3. Se alinea el papel con el cross-hair.
4. Se marca la líneas sombreadas por el cross-hair en el papel milimetrado.
5. Se repite el paso anterior rotando la camilla a 45° , 90° , 270° y 315° .
6. Se evalúa la variación en el punto central de cruce.

La variación en el cruce del punto central deberá estar dentro de ± 1 mm [51].

5.1.7. Verticalidad camilla

Se busca analizar la constancia en la verticalidad de la camilla para su rango de desplazamiento, se usa papel milimetrado y se lleva a cabo el siguiente procedimiento:

1. Se posiciona en brazo, el colimador y la camilla de tratamiento a 0° .
2. Se lleva la camilla a una altura tal que la SSD sea igual a 100 cm, sitúe el papel encima de la camilla.
3. Se alinea el papel con el cross-hair.
4. Se marca la líneas sombreadas por el cross-hair en el papel milimetrado.
5. Se lleva la camilla a la altura más superior y se repite el paso anterior; se repite para la altura más inferior.

La variación en las líneas demarcadas deberá estar dentro de ± 2 mm [51].

5.1.8. Tamaño de campo luminoso

Se busca evaluar la concordancia entre el tamaño de campo de luz y los indicadores de la posición de las mandíbulas, para esto se usa papel milimetrado y se realiza el siguiente procedimiento basado en [52]:

1. Se posiciona en brazo, el colimador y la camilla de tratamiento a 0° .

2. Se lleva la camilla a una altura tal que la SSD sea igual a 100 cm, sitúe el papel encima de la camilla.
3. Se alinea el papel con el cross-hair.
4. Se configura tamaños de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
5. Se verifica la concordancia del tamaño de campo en el papel con la ayuda de la luz de campo.

La tolerancia definida por el Task Group 142 [51] es de 2 mm en el tamaño del campo.

Aspectos Dosimétricos

Se analiza la calibración dosimétrica del acelerador lineal, los parámetros de planicidad y simetría, y la calidad del haz mediante el $\text{TPR}_{20,10}$ [12], para la energía de 6 MeV de fotones, con la cual se realizó este estudio.

5.1.9. Planicidad y simetría

Los parámetros de planicidad y simetría del haz se midieron para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $30 \times 30 \text{ cm}^2$, a una profundidad de 10 cm y una SSD de 90 cm, con el fin de comparar el resultado con las especificaciones del equipo [55]. El equipo utilizado es el sistema de dosimetría MP3-M 4-3 y la cámara de ionización Semiflex 31010 4-6b de PTW. Se espera que la planicidad sea menor o igual a 3 % para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y menor o igual a 2.5 % para el campo de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, la simetría deberá ser menor o igual a 2 % para ambos casos [55].

5.1.10. Calidad del haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad Q del haz se especifica mediante la razón tejido simulador físico, $\text{TPR}_{20,10}$ [12]. La metodología que se sigue para medir la calidad del haz es la misma que se muestra en la sección 3.3.1, usando la cámara de ionización Farmer 30013 de PTW 4-5b y el electrómetro UNIDOS E de PTW.

5.1.11. Dosimetría absoluta de calibración

Para verificar la calibración de dosis del acelerador en términos de las unidades monitor (MU), en el cual 100 MU equivalen a 1 Gy en la profundidad de máxima ionización, se lleva a cabo el procedimiento descrito en la sección 3.3.2 condiciones isocéntricas, es decir $\text{SSD}=90 \text{ cm}$ y profundidad de medición igual a 10 cm, con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. El TMR para la energía de 6 MeV en fotones y a 10 cm de profundidad es 0.77 [55]. La medida se realizó usando la cámara de ionización Semiflex 31010 y el electrómetro UNIDOS E de PTW.

5.2. Caracterización del Sistema de Colimación por Multihojas

La caracterización del sistema de colimación por multihojas se aborda en dos aspectos, uno mecánico y otro dosimétrico.

Aspectos Mecánicos

5.2.1. Coincidencia del eje del colimador

El objetivo es realizar la verificación de la alineación del colimador multihojas respecto al eje de rotación del colimador tanto en el aspecto mecánico como óptico. Para realizarla se debe posicionar brazo en 0° , colocar el detector a $SDD=100$ cm, se cierran las mandíbulas a un campo de 2 cm x 20 cm, y se conforma un campo de 0.5 cm x 20 cm con las MLC. Se realizan exposiciones rotando el colimador desde 0° hasta 150° cada 30° , y desde 345° hasta 195° cada 30° , luego la distancia entre intersección del centro de los haces al eje del colimador deberá ser menor a 2 mm [22].

5.2.2. Alineación de la posición de las hojas

Se pretende chequear la alineación individual de las hojas analizando los bordes de un campo rectangular de 10 cm x 30 cm conformado por el MLC, con el fin de analizar todos los tipos de multihojas de tiene el colimador (0.5 cm y 1 cm de ancho), los bordes a analizar serán aquellos que sean perpendiculares al movimiento de las hojas. El análisis se hará a partir del FWHM obtenido en los perfiles que se generan debido al campo irradiado. Para esta prueba la posición del brazo será de 0° y la $SDD= 100$ cm. La tolerancia será de 1 mm por hoja.

5.2.3. Alineación de hojas opuestas

Se chequea la posición relativa de los pares de hojas opuestas, para esto se realiza una doble exposición sobre un detector con un banco de hojas y luego el otro fijados al eje central, tal como se muestra en la figura 5-1, la configuración de los campos fue de 10 cm x 30 cm con las mandíbulas y las multihojas conforma dos campos rectangulares: uno abierto entre -5 cm y 0 en X y el otro abierto entre 0 y 5 cm en X.

Luego se chequea los gaps y solapamientos. La posición del brazo será de 0° y $SDD= 100$ cm. La tolerancia será de 1 mm por hoja.

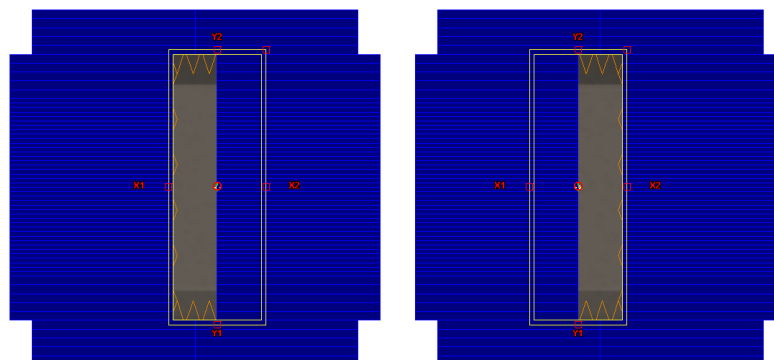


Figura 5-1: Esquema de los dos campos usando en prueba de alineación de hojas opuestas.

5.2.4. Garden Fence

Con esta prueba se busca verificar la estabilidad y la calibración de la láminas en forma cuantitativa. Para esto se conforma un conjunto de campos de 2 mm x 20 cm espaciados cada 2 cm, desde -10 cm x 10 cm, con colimador a 0°, y brazo a 0°, 90° y 270°. y la tolerancia será de ± 0.5 mm [19].

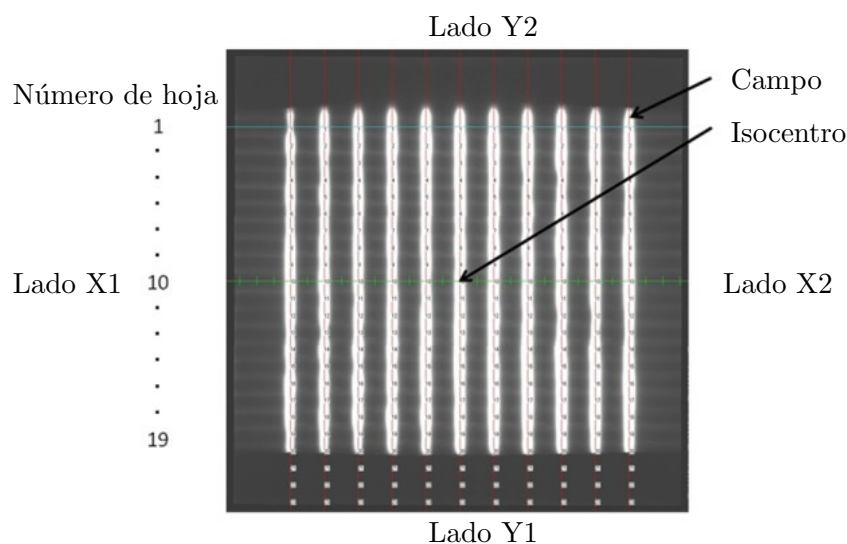


Figura 5-2: Esquema de la prueba de Garden Fence. Tomada de [56].

En la figura 5-2 se observa el resultado que se debe obtener al realizar la prueba de Garden Fence, en ella se puede ver el patrón de la cerca de jardín que se obtiene debido a la abertura del campo (*Slit field*), también se observa la orientación con respecto al colimador de mandíbulas y el punto donde se encuentra el isocentro.

5.2.5. Picket Fence

Se analiza la variación de la dosis en la unión del par de hojas, se realizan ocho campos rectangulares consecutivos de 5 cm de ancho, en intervalos de 5 cm, con colimador a 0° y brazo a 0° , 90° a 270° . Se analizan los perfiles de dosis en la franja de la unión de campos de las hojas donde la dosis debe ser como máximo de $\pm 20\%$ respecto a la dosis interhojas, a partir de ahí indica un problema en la posición de las hojas [19], y tolerancia para la diferencia entre la posición en los máximos de un perfil transversal y la posición esperada será de 1 mm [51].

5.2.6. Estabilidad de la velocidad de las hojas

Para analizar la estabilidad y la constancia de la velocidad de las multihojas se procede a crear un plan de entrega de dosis escalonada homogénea, de tal forma que un banco de hojas se mueva con velocidad constante.

1. Establecer una irradiación consistente en varios pares de láminas enfrentadas recorriendo un tamaño de campo determinado.
2. Situar el brazo y el colimador del acelerador a 0° .
3. Ubicar el detector perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia.
4. Irradiar cada segmento a una dosis adecuada.
5. Se obtiene perfiles de dosis para cada par de láminas enfrentadas.
6. Se analiza la pendiente de los perfiles obtenidos realizando una regresión lineal para cada banco de hojas.

Aspectos Dosimétricos

5.2.7. Factor de transmisión de hoja

Éste se puede estimar como la razón entre la dosis medida de un campo abierto y la dosis medida cerrando el campo con el MLC y dejando las mandíbulas en la posición del campo abierto. El tamaño de campo debe ser tal que se exponga los diferentes tipos de hoja del colimador. Para *Millenium* MLC se posiciona un tamaño de campo de 10 cm x 20 cm (X, Y) y las medidas se deben hacer a una profundidad de 10 cm y SAD=100 cm, en un fantóma homogéneo y cámara de ionización Farmer o la de mayor volumen [4]. La metodología descrita a continuación está basada en la guía de referencia de los algoritmos de Eclipse [4], la figura 5-3 muestra la configuración para realizar la medida.

1. Realice la medida para un campo abierto, con la cámara posicionada en el centro del campo.

2. Posicione las hojas -6 cm en el eje X, de tal forma que el centro del banco de multihojas A quede sobre el punto de medida, realice la medida.
3. Posicione las hojas 6 cm en el eje X de tal forma que el centro del banco de multihojas B quede sobre el punto de medida, realice la medida.
4. El factor de transmisión de hoja será la razón entre el promedio de las medidas con los bancos de multihojas cerrados y la medida con campo abierto.

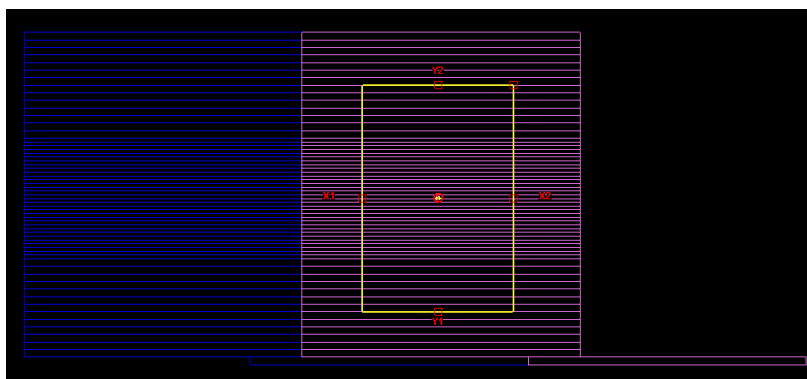


Figura 5-3: Esquema de medida del factor de transmisión. Tomada de [4].

La transmisión interhoja e intrahoja, esto se hace repitiendo los pasos anteriores, pero en este caso utilizando el detector EPID, con el objeto de medir sobre toda el área irradiada.

El factor de transmisión promedio debe ser menor al 2% [19], y la transmisión interhoja debe ser como máximo de un 4% [19].

5.2.8. Dosimetric Leaf Gap

Debido al diseño del sistema de colimación *Millenium 120*, en el cual la punta de las hojas son redondeadas, se genera una transmisión considerable incluso si las multihojas están completamente cerradas (Fig. 3-22). Este efecto se lo trata con la configuración del *dosimetric leaf gap*. La metodología para la medida de este parámetro, mostrada a continuación, se basó en la guía de referencia de los algoritmos de Eclipse [4], la cual a su vez se basa en los reportes de LoSasso *et al.* [23] y de Arnfield *et al.* [57].

1. Se debe tener de antemano el factor de transmisión de hoja.
2. Se mide la dosis para un campo con el colimador de mandíbulas en la misma configuración que se usó para la medida del factor de transmisión (Sección 5.2.7), pero con el colimador de multihojas definiendo un gap entre sus hojas opuestas, este gap hace un barrido sobre el campo definido.

3. Se mide de la dosis para diferentes gaps entre las multihojas (2 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 10 mm, 14 mm, 16 mm y 20 mm).
4. Se descuenta la contribución de la transmisión a las medidas hechas en el punto 2 y 3.
5. Se hace una regresión lineal entre las medidas de dosis corregidas (abscisas) para los diferentes gaps y en ancho de estos gaps (ordenadas).
6. El parámetro de *dosimetric leaf gap* se obtiene extrapolando la regresión lineal para encontrar el ancho de gap en el cual la medida de dosis sea cero, se toma el valor absoluto.

5.2.9. Penumbra

Se busca cuantificar la penumbra dada en el perfil de dosis como la distancia entre el 20 % y el 80 % de dosis. Para esto se crean dos conformaciones con las multihojas, uno cuadrado de 10 cm x 10 cm de tal forma que todas las hojas tengan posición $x > 0$ (Fig. 5-4a). Otro de forma rómbica con las mismas características del anterior (Fig. 5-4b), con el fin de evaluar el efecto escalera que presenta los MLC.

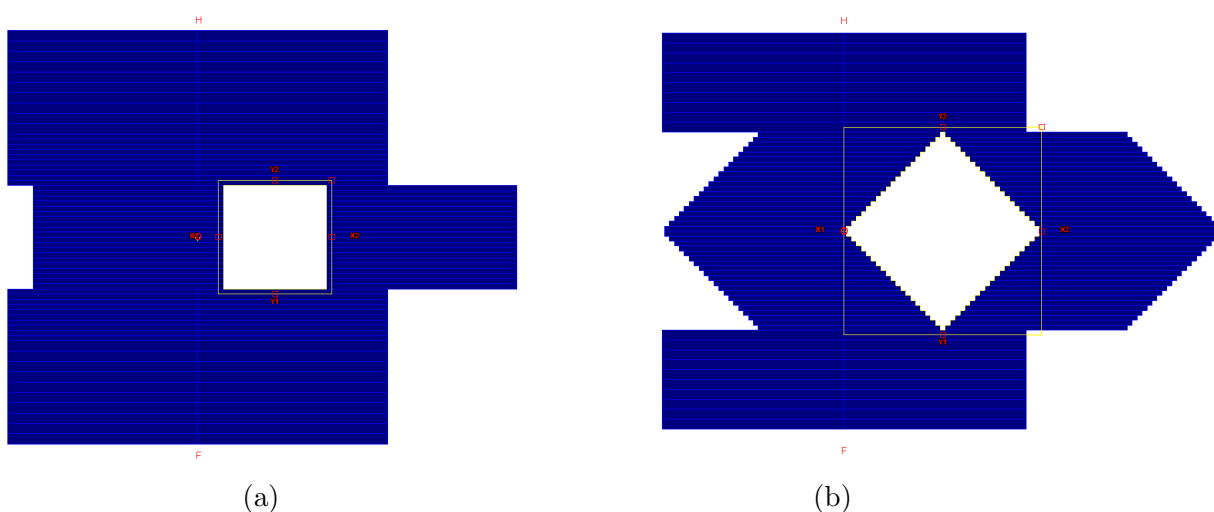


Figura 5-4: Configuración de campos para medir la penumbra del haz: (a) Campo cuadrado no centrado en el eje. (b) Campo rómbico no centrado en el eje.

Se realiza la medición entre las isodosis del 20 % y 80 %, en el sentido de movimiento de las hojas para el campo cuadrado. Para el campo rómbico se mide la distancia entre la tangente a la curva de 20 % y la tangente a la curva de 80 %.

5.2.10. Tongue and Groove

Busca medir el efecto de la subdosificación en la región de interhoja. Para esto se crean dos arreglos de 10 subcampos de 10 cm x 1 cm, tal que al superponerlos todo este cubierto (Fig 5-5), analizando la subdosificación en las uniones, admitiendo una subdosificación de hasta un 30 % [58].

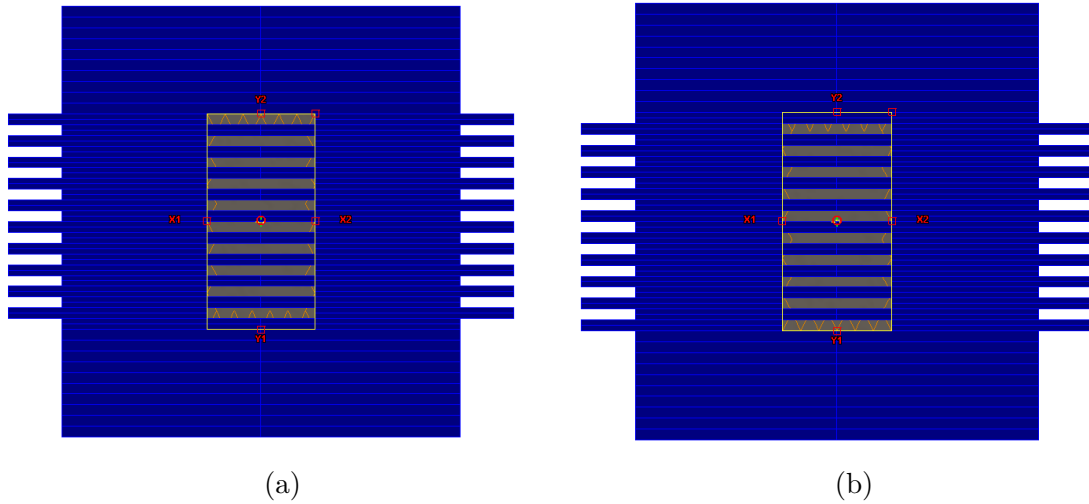


Figura 5-5: Configuración de campos para la prueba de *tongue and groove*

5.3. Dosimetría de puesta en marcha para Campos Pequeños

Al tener un aseguramiento en la calidad del acelerador lineal se procede a realizar la dosimetría de aceptación [59] para un haz de rayos X con energía de 6 MeV, enfocada a campos pequeños en el rango de 1 cm² a 4 cm². La dosimetría se realizó con base en la guía de referencia para los algoritmos de Eclipse [4], en la cual se especifican los datos necesarios para construir el modelo de la fuente del haz (capítulo 4 de [4]). Tal como lo dicen las recomendaciones para medidas en campos pequeños, el detector usando en la dosimetría debe ser acorde con las dimensiones de éstos, por esto se seleccionó al detector microDiamond 60019 de PTW.

Las medidas recomendadas por [4] para campo abierto son:

- Curvas de dosis en profundidad y perfiles: las cuales se deben medir usando los mismo tamaños de campo y se debe usar una sola SSD para todas las medidas [4].
- Perfiles diagonales para el máximo tamaño de campo: debido que el máximo tamaño de de campo es 40x40 cm², estos no se medirán aquí gracias a que ya se encuentran en la base de datos.

- *Output factors*: La correcta profundidad de medida del *output factor* es de 5 cm para energías de fotones ≤ 15 MeV y 10 cm para > 15 MeV. Además para cada campo se debe medir a la misma SSD y a la misma profundidad [4].

La Tabla **5-1** muestra un resumen de las configuraciones de medida de los parámetros necesarios para el modelado de la fuente.

Tabla 5-1: Medidas requeridas para campo abierto [4].

Parámetro	Profundidad de medida	Distancia fuente superficie (SSD)
Curvas de dosis en profundidad	0...30 cm	100 cm
Perfiles	d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm	100 cm
<i>Output factors</i>	5 cm para energías ≤ 15 MeV	95 cm

La figura **5-6a** muestra la configuración que se debe seguir para la medida de los perfiles y de las curvas de dosis en profundidad (PDDs), estas medidas se realizarán utilizando el sistema de dosimetría MP3-M de PTW (Figura **4-3**) y el detector microDiamond 60019 de PTW (Figura **4-7b**). Por otro lado la figura **5-6b** muestra la configuración que se debe seguir para la medida del *output factor*, la cual se hizo utilizando el tanque de dosimetría MP3-M de PTW (Figura **4-3**), el electrómetro UNIDOS E de PTW (Figura **4-4**) y el detector microDiamond 60019 de PTW (Figura **4-7b**).

Estas medidas se realizaron para los campos mostrados en la Tabla **5-2**, conformados por mandíbulas y por multihojas con el fin de evaluar el comportamiento que tienen con cada colimador, en especial el MLC.

Tabla 5-2: Campos para los cuales se realizó la dosimetría descrita.

Altura (Y)	Ancho del campo (X)					
		0.5 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm
1 cm		0.5x1	1x1	-	-	-
2 cm		0.5x2	1x2	2x2	-	-
3 cm		0.5x3	1x3	2x3	3x3	-
4 cm		0.5x4	1x4	2x4	3x4	4x4

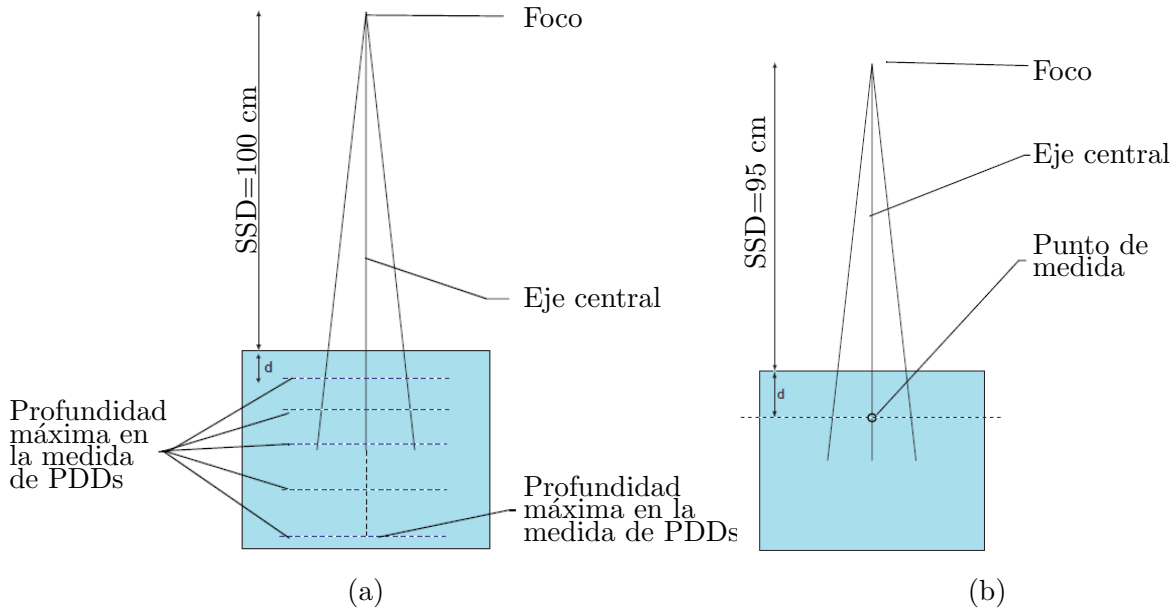


Figura 5-6: Configuración para la medida de a) los perfiles y las curvas de dosis en profundidad y b) para el *output factor*. Tomadas de [4].

5.4. Caracterización del Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT)

En la sección 3.7 se mostró los sistemas de IGRT que se van a utilizar. Su caracterización y control de calidad se hace conforme las recomendaciones de Yoo *et al.* [45], de Herman *et al.* [46], de Bissonnette *et al.* [25], de Chang *et al.* [47] y de Varian [60], y para el manejo de la dosis se aplicó las recomendaciones de Murphy *et al.* [53]. De esta manera se definieron las siguientes pruebas con el fin de lograr la caracterización del sistema IGRT.

5.4.1. Bloqueos de seguridad por colisión

Es preciso ejecutar una verificación del correcto funcionamiento de de los bloqueos en el equipo debido a la colisión de los brazos ExactArm, los detectores (MVD, kVD) o del tubo de rayos X (kVS). Además se verifica el encendido de la alarma sonora debida a la colisión. La figura 5-7 muestra los puntos sensibles que se deben verificar.

5.4.2. Posicionamiento mecánico de los brazos ExactArm

Esta prueba busca evaluar la exactitud en el posicionamiento los ExactAmrs del OBI (kVS y kVD) y del EPID (MVD).

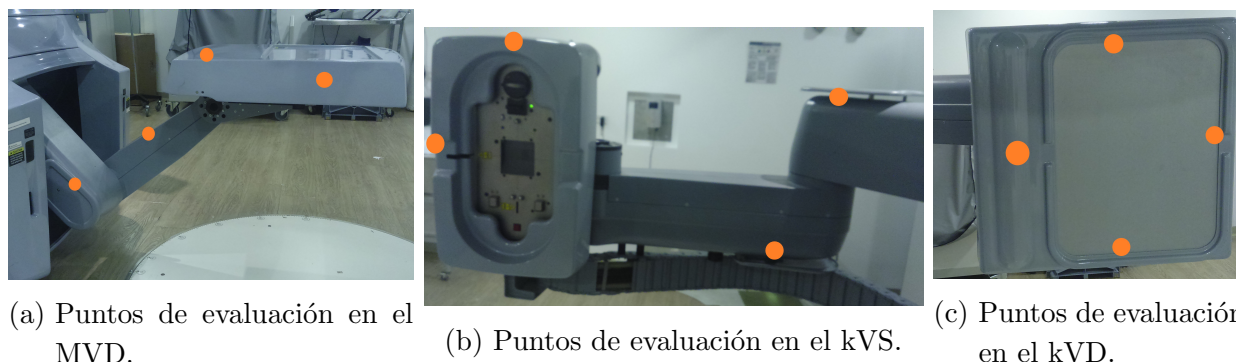


Figura 5-7: Puntos sensibles para evaluar los bloqueos por colisión.

ExactArm del kVS

1. Posicionar el brazo a 270° y el kVD a 100 cm.
2. Medir la posición real en el sentido vertical usando una cinta métrica. La distancia entre la placa frontal de acrílico (Ver *Interface Plate* en la Figura 3-26) y el cruce de los láser deberá ser de 85.2 cm, con una tolerancia de ± 2 mm, según Yoo *et al.* [45], Chang *et al.* [47] y Varian [60].

ExactArm del kVD

1. Posicionar el brazo a 90° y el kVS a 50 cm bajo el isocentro.
2. Medir la posición real en el sentido vertical usando una cinta métrica. La distancia desde el protector del panel hasta el cruce de los láser deberá ser de 45.2 cm, con una tolerancia de ± 2 mm, según Yoo *et al.* [45], Chang *et al.* [47] y Varian [60].

ExactArm del MVD

1. Posicionar el brazo a 0° y el MVD a una SDD de 150 cm.
2. Medir la posición real en el sentido vertical usando una cinta métrica. La distancia entre la superficie del EPID y el cruce de los láser deberá ser de 46.8 cm, con una tolerancia de ± 2 mm, según Chang *et al.* [47].

5.4.3. Precisión en el posicionamiento y reposicionamiento por imagen

En esta prueba se busca evaluar la precisión en el ajuste de la posición de la camilla que se hace debido al corrimiento en una imagen de verificación, para lo cual se utiliza el simulador físico Marker (Figura 4-8a), el cual tiene algunas marcas radio-opacas. En el procedimiento,

se posiciona el simulador físico en una posición que tenga un desplazamiento (+2,+2,+2) conocido con respecto a la imagen inicial. Esta imagen inicial se debe tomar de tal forma que las marcas del simulador físico se encuentren alineadas con los láseres de la sala de tratamiento, luego se toma la imagen con el simulador físico en la posición desplazada. Se registra las imágenes y se cuantifica el desplazamiento necesario que debe hacer la camilla para que las marcas estén en la posición esperada. La diferencia entre el desplazamiento necesario y el esperado será el error generado. La prueba se realiza para el EPID y el sistema OBI. La tolerancia según Klein *et al.*, para SBRT, debe ser ≤ 1 mm [51].

5.4.4. Coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen y de tratamiento

La evaluación en la coincidencia del eje de coordenadas se puede ejecutar empleado el simulador físico Marker (Figura 4-8a) o el simulador físico Isocentar Cube (Figura 4-11b), ya que ambos cuentan con una marca radio-opaca en su centro, se toma una imagen en cada eje cardinal, luego se mide la discrepancia entre el centro de la imagen digital con punto de la marca radio-opaca. La prueba se realiza para el EPID y el sistema OBI. La tolerancia debe ser ≤ 1 mm, según Klein *et al.* para SBRT [51].

5.4.5. Precisión en la escala

Se pretende verificar la escala en la que muestra las imágenes, esto se hace usando la placa *blade plate* (Figura 4-8b). Se posiciona a una SSD=100 cm sobre la camilla, con la fuente a 0°. Se toma la imagen, luego se mide con la herramienta *measuring tool* y se compara con los valores mostrados en la imagen. Esta prueba se hace para el EPID y el sistema OBI. La tolerancia debe ser ≤ 1 mm, según Klein *et al.* para SBRT [51].

5.4.6. Resolución espacial y contraste

MVD

Para evaluar estos parámetros en las imágenes de MV se usa el simulador físico Las Vegas (Figura 4-9a), se pone sobre la camilla a una SSD=100 cm sobre la superficie del simulador físico. El detector se posiciona a 50 cm del isocentro, con el brazo a 0°, luego se adquiere una imagen con 1 MU en energía de 6 MV. Este simulador físico tiene 6 columnas (C) y 5 filas (R).

Para calcular la resolución y el contraste se emplea el siguiente procedimiento propuesto por Chang *et al.* [47]:

1. Se debe identificar la última columna y la última fila en las cuales se puede identificar algún círculo.

2. Con la ayuda de la figura 5-8b se determina el valor del contraste y la resolución.

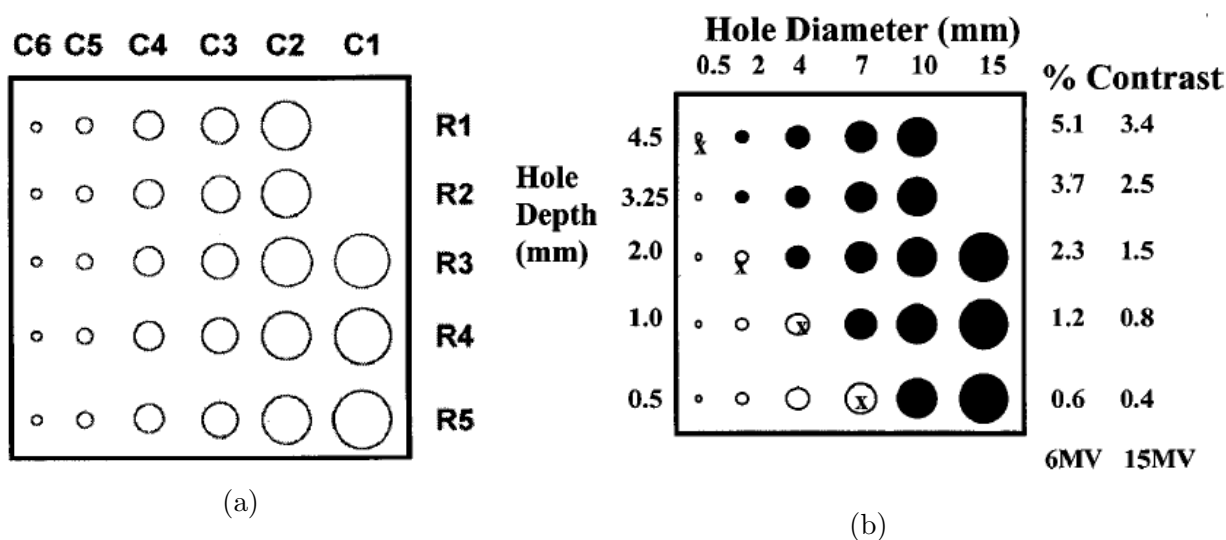


Figura 5-8: (a) Esquema de las filas y las columnas del simulador físico Las Vegas. (b) Valores de contraste y resolución a partir de las filas y las columnas visible en el simulador físico Las Vegas. Tomadas de [46].

Según Herman *et al.* [46], la tolerancia para el contraste es lograr identificar la fila R4 como mínimo, y para la resolución espacial es lograr identificar la columna C5 como mínimo. Además Herman *et al.* [46] recomienda que los círculos que deben ser visibles son los que están sobreados en la figura 5-8b. En la figura 5-8b también se muestra el contraste obtenido según el disco visible, el diámetro y la profundidad del círculo.

KVD

Para evaluar los parámetros de contraste y resolución espacial en las imágenes de kV Se usa el simulador físico Leeds (Figura 4-9b). En la figura 5-9 se muestra el esquema interno del simulador físico. Al tomar la imagen de kV, el número de discos visibles, determina el contraste y el número de grupos de patrones de barras visibles determina la resolución. Para determinar la sensibilidad de bajo contraste se sigue el procedimiento propuesto por Varian [60] mostrado a continuación:

1. Se rota el brazo a 90° y posicione los ExactAmrs a 100 cm para el tubo y a 50 cm para el detector.
2. Se posiciona el simulador físico Leeds sobre el panel del detector.
3. Se instala un filtro de cobre de 1 mm en el tubo de rayos X de kV.

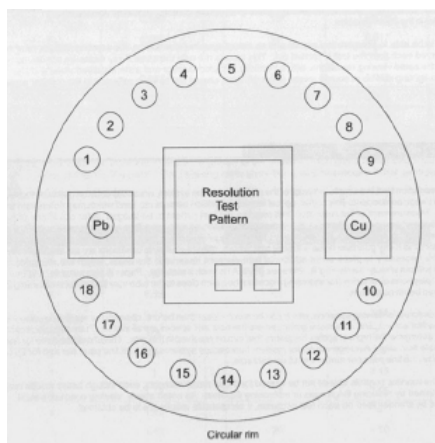


Figura 5-9: Esquema interno del simulador físico Leeds. Tomada de [48].

4. Se selecciona la técnica *Pulsed fluoro* con 75 kVp, 25 mA y 4 ms, y con el colimador en 16 cm x 16 cm tome la imagen.
5. Se observa hasta qué disco se puede apreciar según la figura 5-9 y se determina la sensibilidad de bajo contraste mediante la Tabla 5-3.

El sistema de imagen debe ser capaz de dar una resolución de 2.3% como mínimo, según Varian [60].

Tabla 5-3: Sensitividad para bajo contraste en el simulador físico Leeds TOR [18FG] [60]

Disco	Sensitividad del contraste (%)	Disco	Sensitividad del contraste (%)
1	14.9	10	3.47
2	13.2	11	3.01
3	11.4	12	2.33
4	9.7	13	2.01
5	7.8	14	1.61
6	6.7	15	1.45
7	5.99	16	1.22
8	4.7	17	1.03
9	3.99	18	0.81

Para determinar el límite de resolución, se sigue el procedimiento propuesto por Yoo *et al.* [45] y por Leeds Test Objects [48], el cual debe tener condiciones de alto contraste y bajo ruido [48], este procedimiento es similar al anterior, y se muestra a continuación:

1. Se rota el brazo a 90° y posicione los ExactAmrs a 100 cm para el tubo y a 50 cm para el detector.

2. Se posiciona el simulador físico Leeds sobre el panel del detector.
3. Se escoge la técnica *Pulsed fluoro* con 50 kVp, 80 mA y 32 ms, y con el colimador en 16 cm x 16 cm tome la imagen.
4. Se observa la imagen y se determina el grupo de líneas en el cual se pueda discriminar todas las barras (5) y los espacios (4), la resolución se mide en pares de líneas por milímetro (LP/mm).
5. Se obtiene el valor de LP/mm según el grupo de líneas observado en el punto anterior, mediante la Tabla 5-4.

Los valores promedio para sistemas fluoroscopia moderna son de 1.25 LP/mm para un tamaño de campo de 25 cm x 25 cm, y 1.6 LP/mm para un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm [48]. Yoo *et al.* [45] recomienda también que el grupo 11 de barras, 1.6 LP/mm para un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm, debe ser visible.

Tabla 5-4: Resolución espacial en el simulador físico Leeds TOR
[18FG] [48]

Grupo de líneas ¹	Resolución espacial (LP/mm)	Grupo de líneas ¹	Resolución espacial (LP/mm)
1	0.5	11	1.6
2	0.56	12	1.8
3	0.63	13	2
4	0.71	14	2.24
5	0.8	15	2.5
6	0.9	16	2.8
7	1	17	3.15
8	1.12	18	3.55
9	1.25	19	4
10	1.4	20	4.5
-	-	21	5

¹ Los grupos de líneas se cuentan de arriba hacia abajo y de izquierda a derecha.

5.4.7. Uniformidad y ruido

Se toma una imagen AP (anterio-posterior) de MV y kV a un conjunto láminas de agua sólida (PMMA) que den por espesor total 5 cm, posicionadas a una SSD=95 cm. La placa de MV se adquiere con un haz de 6 MV y un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm, con un SDD=150 cm. La imagen de kV se toma a 100 kVp, 200 mA, 40 ms, también a un SDD=150 cm.

Para evaluar la uniformidad, se realiza un ROI en el centro de la imagen de 1 cm x 1 cm, y 4 ROIs a 7.5 cm desde el centro en las 4 posiciones cardinales. El valor de la intensidad en los ROI deberá estar dentro de $\pm 5\%$ del valor promedio.

Para evaluar el ruido se hace un ROI de 5 cm x 5 cm en el centro de la imagen, la relación entre la desviación estándar y el promedio de la intensidad no deberá discrepar más allá del 5%.

5.4.8. Calidad del haz y dosis de la imagen

MV

Debido a que las imágenes obtenidas con el detector EPID usan el haz de MV del acelerador, la metodología para determinar la calidad del haz se hace de la misma forma como se muestra en la sección 5.1.10 y en general se usa 1 MU para cada imagen.

KV

Para determinar la dosis y la calidad del haz, se utiliza el sistema NOMEX (Figura 4-10). Se posiciona el brazo a 90° y se posiciona el el multímetro de tal forma que el punto efectivo de medida quede a 100 cm desde el el foco del kVS, con PMMA debajo. Se toman placas en todos los protocolos definidos que se tenga, se reporta la dosis medida. De acuerdo con las recomendaciones de Khan [24] la calidad del haz (rayox X de keV) se especifica mediante el kVp y la capa hemirreductora (HVL). Los protocolos que se caracterizaran se muestran en la Tabla 5-5

Tabla 5-5: Protocolos para la toma de imágenes de kV con OBI

Protocolo	kV	mA	ms	mAs
Pelvis-AP-Med	75	200	50	10
Pelvis-Lat-Med	105	200	400	80
Pelvis-AP-Large	75	200	80	16
Pelvis-Lat-Large	120	200	630	126
Head-AP	100	200	40	8
Head-Lat	70	200	25	5
Extremity	65	200	16	3.2
Thorax-AP	75	200	25	5
Thorax-Lat	95	200	200	40
Abdomen-AP	80	200	160	32
Abdomen-Lat	85	200	200	40

6 Resultados y Discusión

6.1. Control de Calidad del Acelerador Lineal

El objetivo de esta prueba es ejecutar un control rutinario para garantizar que los parámetros generales del acelerados lineal se encuentren en el rango de aceptación definido, antes de continuar con las pruebas específicas. Debido a que éste es un control rutinario, las incertidumbres presentadas en ésta Sección corresponden a incertidumbre de escala.

6.1.1. Indicadores en la rotación del brazo

Se realizó la prueba descrita en la sección 5.1.1 para los indicadores en la rotación del brazo, los resultados se presentan en la Tabla **6-1**. En ella se puede observar que las discrepancias son mínimas y están dentro del rango de tolerancia que da el fabricante para el acelerador, el cual es de 0.5° y dentro de recomendada en la metodología (Sección 5.1.1), de 1° .

Tabla 6-1: Resultado de la prueba de indicadores en la rotación del brazo.

Nivel $^\circ$	Indicador display digital brazo $^\circ$	Indicador en consola del acelerador $^\circ$	Indicador en la estación 4DITC $^\circ$
0	0 ± 0.1	0 ± 0.1	0 ± 0.1
90	89.9 ± 0.1	89.9 ± 0.1	89.9 ± 0.1
180	180 ± 0.1	180 ± 0.1	180 ± 0.1
270	270.1 ± 0.1	270.1 ± 0.1	270.1 ± 0.1

6.1.2. Indicadores en la rotación del colimador

La prueba descrita en la sección 5.1.2, para los indicadores en la rotación del colimador, fue realizada y los resultados se presentan en la Tabla **6-2**. En ésta se observan discrepancias máximas de 0.2° , valores que están dentro del rango de tolerancia que da el fabricante para el acelerador, el cual es de 0.5° y dentro de recomendada en la metodología (Sección 5.1.2), de 1° .

Tabla 6-2: Resultado de la prueba de indicadores en la rotación del colimador.

Nivel °	Indicador display digital brazo °	Indicador en consola del acelerador °	Indicador en la estación 4DITC °
0	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1
90	90.2 ± 0.1	90.2 ± 0.1	90.2 ± 0.1
160	159.9 ± 0.1	159.9 ± 0.1	159.9 ± 0.1
196	196.1 ± 0.1	196.1 ± 0.1	196.1 ± 0.1
270	270.2 ± 0.1	270.2 ± 0.1	270.2 ± 0.1

6.1.3. Telémetro

Se realizó la prueba de veracidad en la información suministrada por el telémetro para tres valores de distancia fuente superficie: 90 cm, 100 cm y 110 cm. La Figura 6-1 muestra como fue ubicada la varilla y la información suministrada por el telémetro en la punta de la varilla. Esta información guarda concordancia con lo esperado y la incertidumbre debido a la escala de la varilla es de ± 1 mm. Esto garantiza que el telémetro está mostrando el valor de distancia dentro del límite de tolerancia de 2 mm de discrepancia, que se mostró en la sección 5.1.3.

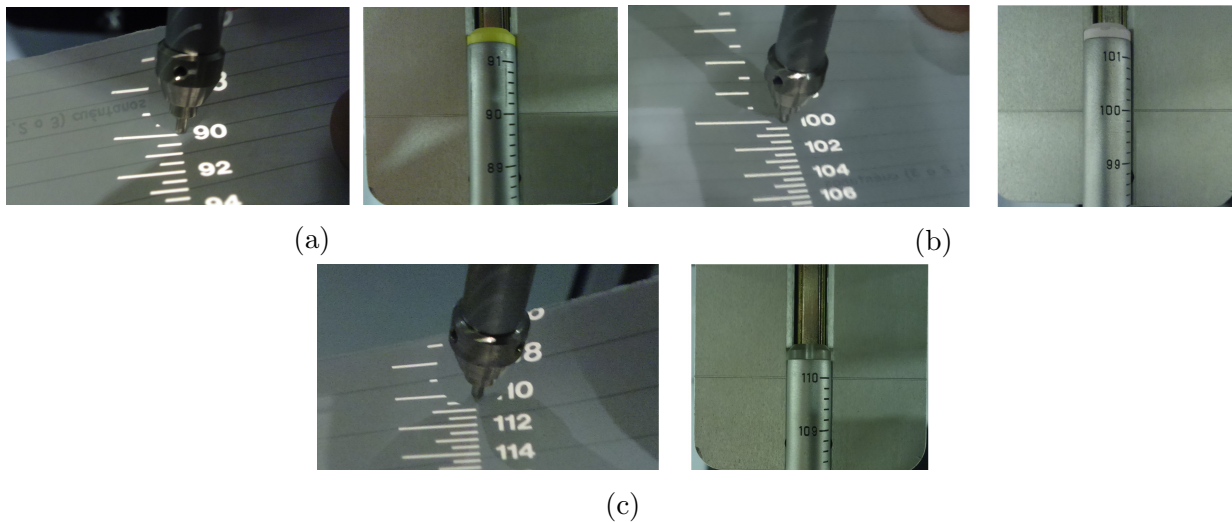


Figura 6-1: Verificación de la precisión del telémetro usando el *front pointer*. (a) SSD=90 cm. (b) SSD=100 cm. (c) SSD=110 cm.

6.1.4. Coincidencia del láser en el isocentro

Se realizó la prueba de coincidencia de láseres en el isocentro, la Figura 6-2 muestra el resultado de la prueba, en la cual se puede observar que hay coincidencia en los láser y ya que el diametro de la punta es de 2 mm, la discrepancia es de 0 ± 1 mm, valor aceptado por las recomendaciones de Klein *et al.* [51] para tratamientos de radiocirugía.

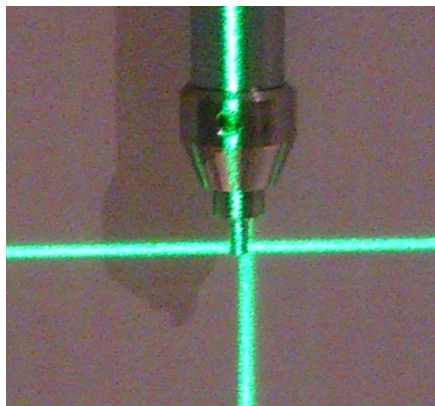


Figura 6-2: Coincidencia del láser en el isocentro.

6.1.5. Centrado del retículo

Se realizó la verificación del centrado del retículo, y el resultado se muestra en la Figura 6-3. En ella se observa que la distancia entre los cruces es menor a la resolución del papel milimetrado, 1 mm, por tanto la discrepancia es 0 ± 0.5 mm y ya que la tolerancia es de 1 mm, se garantiza el cumplimiento de dicha tolerancia.

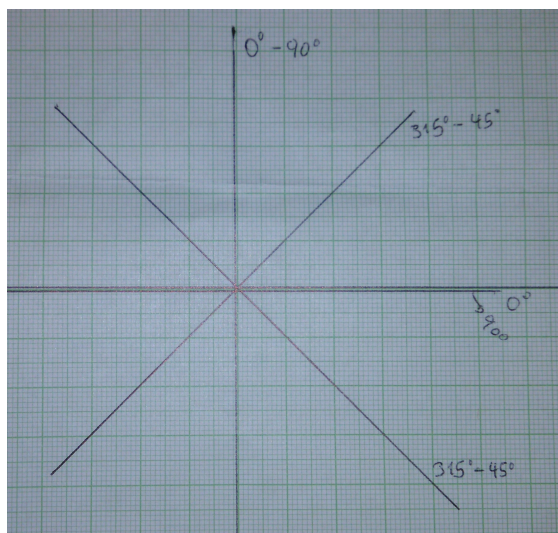


Figura 6-3: Prueba de centrado del retículo.

6.1.6. Isocentro mecánico

Brazo

El isocentro del brazo se verificó con la ayuda del Cubo de isocentro, y como se describe en la sección 5.1.6, el resultado se muestra en la Figura 6-4, en la cual se observa que la diferencia entre las marcas de los láseres y del retículo es de 1 mm, ya que el espesor de las líneas mostradas es menor a 1 mm, la incertidumbre de escala es ± 0.5 mm, por esto el valor 1.0 ± 0.5 mm está dentro de la tolerancia descrita en la metodología.

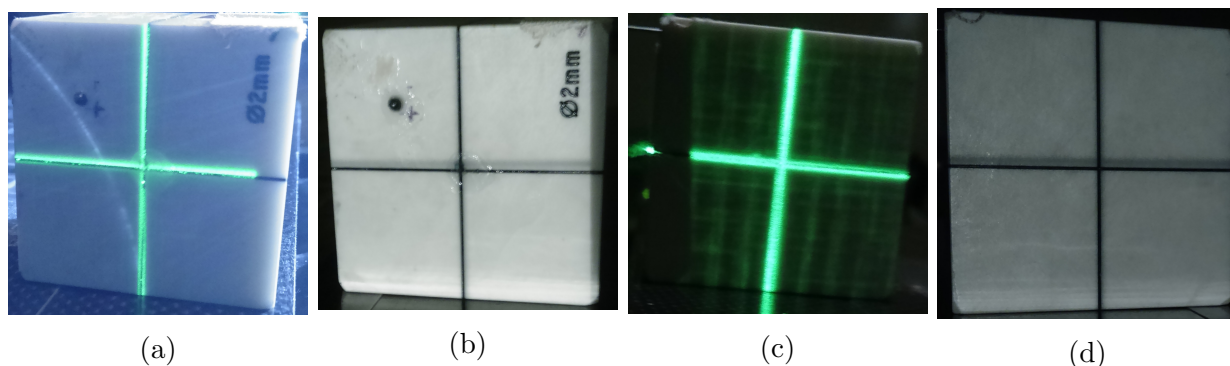


Figura 6-4: Prueba del isocentro para el brazo. (a) Vista a 90° de los láseres. (b) Vista a 90° del retículo. (c) Vista a 270° de los láseres. (d) Vista a 270° del retículo.

Camilla

El isocentro de la camilla se verificó como se describe en la sección 5.1.6, la Figura 6-5 muestra el resultado de la prueba, en la cual se observa que hay una coincidencia de los ejes marcados con las marcas del papel milimetrado, luego la variación del isocentro de la camilla es 0 ± 0.5 mm debido a que el mínimo valor medible en el papel milimetrado es 1 mm, estando dentro del límite de tolerancia.

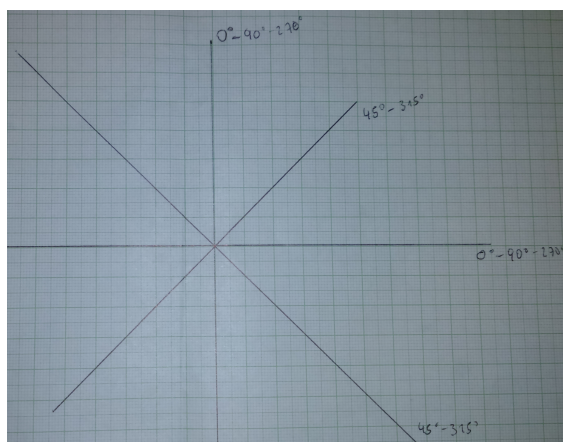


Figura 6-5: Isocentro de la Camilla.

6.1.7. Verticalidad de la camilla

La prueba para verificar la verticalidad de la camilla se hizo en un rango de SSD de 100 cm a 155 cm, y siguiendo la metodología descrita en la sección 5.1.7. El resultado se muestra en la Figura 6-6 y en ella se observa que la variación del eje X del *cross-hair* fue de 2 ± 0.5 mm en el rango descrito. Este valor se encuentra en la tolerancia definida de ± 2 mm.

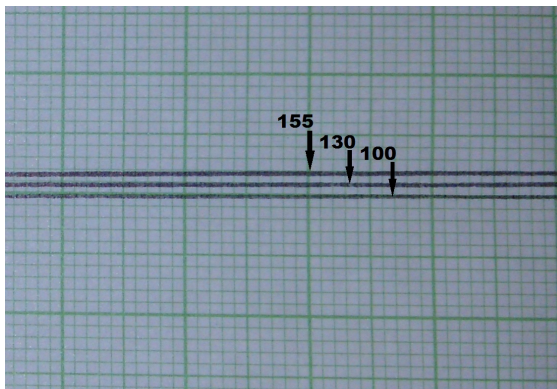


Figura 6-6: Verticalidad de la Camilla, valores de la SSD en centímetros.

6.1.8. Tamaño de campo de luz

Se desarrolló la prueba descrita en la sección 5.1.8, y los resultados se presentan en la Tabla 6-3, la incertidumbre mostrada se debe a la mínima unidad medible en el papel milimetrado. Se observa que la máxima variación en el tamaño de campo medido es de 2 mm, para los campos grandes, respecto al indicado en la escala digital. La variación encontrada está dentro de la tolerancia descrita, por lo cual la prueba es aceptada.

Tabla 6-3: Resultado de la prueba de tamaño de campo de luz.

Campo (cm ²)	Indicador		Medido	
	X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)
5x5	5	5	5.00 \pm 0.05	5.00 \pm 0.05
10x10	10	10	10.00 \pm 0.05	10.00 \pm 0.05
15x15	15	15	15.10 \pm 0.05	14.80 \pm 0.05
20x20	20	20	20.10 \pm 0.05	19.80 \pm 0.05

6.1.9. Planicidad y simetría

Se realizó la prueba descrita en la sección 5.1.9, y los resultados se presentan en la Tabla 6-4

Tabla 6-4: Resultado de la prueba de planicidad y simetría.

Tamaño de campo (cm ²)	Planicidad		Simetría	
	X (%)	Y (%)	X (%)	Y (%)
10x10	2.51 ± 0.18	2.45 ± 0.25	0.773 ± 0.41	0.705 ± 0.36
30x30	2.01 ± 0.28	1.91 ± 0.18	0.93 ± 0.087	0.53 ± 0.14

Cómo se observa en la Tabla 6-4 el rango definido por la planicidad ± SD y la simetría ± SD, en ninguno de los casos supera las tolerancias definidas en la sección 5.1.9. Lo que da cuenta que se tiene un perfil de haz consistente, constante y uniforme [51].

6.1.10. Calidad del haz

Para determinar la calidad del haz de fotones de MeV, se mide el factor $\text{TPR}_{20,10}$ y se utiliza la metodología descrita en la sección 5.1.10. El valor medido fue de $0,669 \pm 6,78 \times 10^{-4}$. Si se compara con el valor de 0.668 reportado por Castro *et al.* [61], se tiene un error del 0.15 %. Esto garantiza que el espectro de rayos X generado por el acelerador lineal está dentro de los estándares del fabricante.

6.1.11. Dosimetría absoluta de calibración

La dosimetría absoluta de calibración se midió usando la metodología descrita en la sección 5.1.11. La medida se realizó con polarización de 300 V, -300 V, y 150 V, a una temperatura de 17.8 °C y una presión atmosférica de 75.74 kPa. La medida de la dosis a profundidad de máxima ionización fue de 1.0051 cGy/MU, lo cual da un error del 0.51 % con respecto a 1 cGy/MU.

6.2. Caracterización del Sistema de Colimación de multihojas (MLC)

Aspectos Mecánicos

6.2.1. Coincidencia del eje del colimador

Se realizó la prueba de coincidencia del colimador utilizando el detector de EPID y el software de Portal Dosimetry, se comparó el control de coincidencia de las franjas irradiadas en la prueba con el isocentro del software y se encontró una discrepancia de estos de 0.7 mm, siendo este un valor aceptable ya que el límite es de 1 mm. La discrepancia debe tenerse en cuenta como un factor limitante para el tamaño de campo a usar en tratamientos de SBRT.

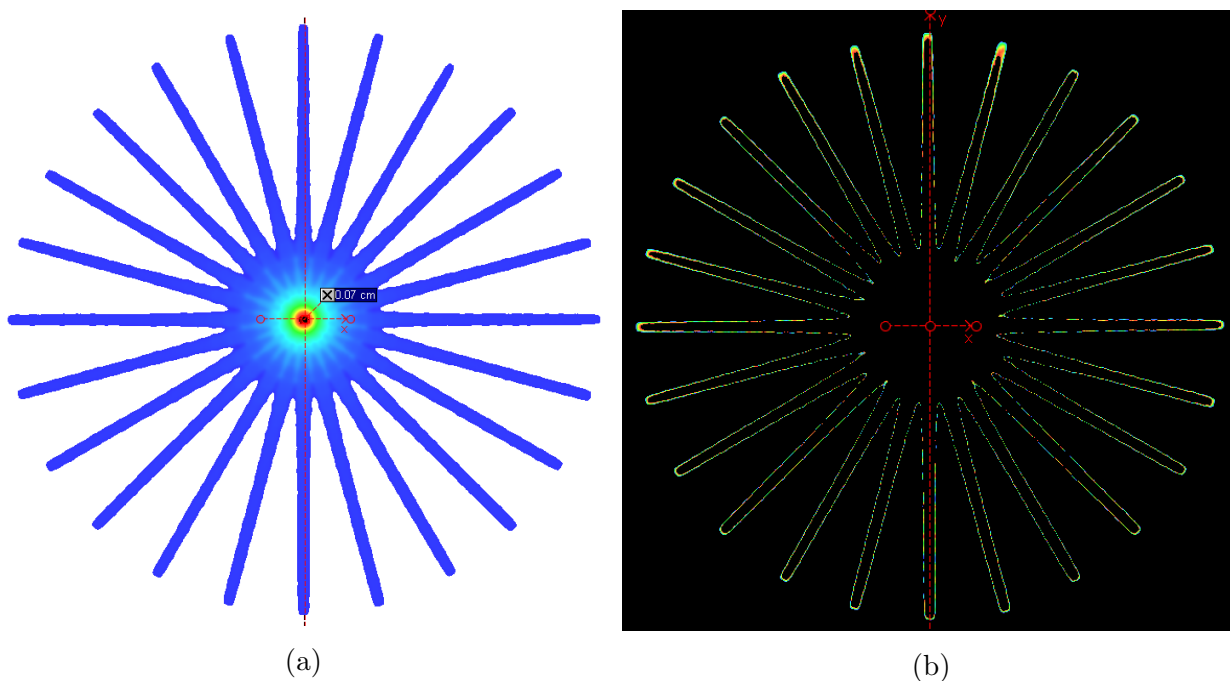


Figura 6-7: Resultados de la prueba de conciencia del eje del colimador. (a) Patrón de línea obtenido con el detector EPID. (b) Contorno de la estrella obtenida con el detector EPID.

En la Figura 6-7b podemos ver un contorno completo y uniforme de la estrella formada por la prueba, el eje de giro sigue una trayectoria circular que garantiza que la rotación del colimador se está realizando correctamente, a pesar de que su centro de giro tenga una diferencia con el punto esperado.

6.2.2. Alineación de la posición de las hojas

La posición de las multihojas se analizó a partir del FWHM de los perfiles de dosis a través del eje Y y obtenidos a partir de la irradiación de un campo rectangular (ver sección 5.2.2). El resultado se muestra en la Figura 6-8, en ella podemos ver que la variación está dentro del margen de 1 mm que se representa también en la gráfica y la desviación estándar es de 0.347 mm en las láminas del banco B y 0.345 mm en las láminas del banco A.

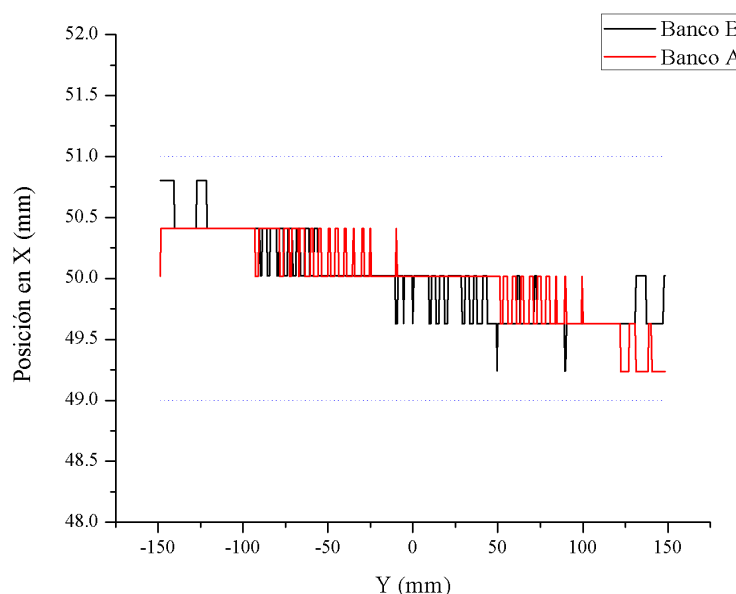


Figura 6-8: FWHM del campo usando en la prueba de Alineación de la posición de las hojas

La tendencia aparente del FWHM a disminuir cuando la posición en el eje Y aumenta, como lo muestra la gráfica 6-8, es debido a la rotación del colimador, la cual no se encontraba exactamente en 0° . Así mismo se calculó la rotación a partir del máximo y el mínimo en la posición de las hojas, obteniéndose un ángulo de $6,9 \times 10^{-4}^\circ$, valor que se encuentra dentro de los límites de aceptación, de 0.5° .

6.2.3. Alineación de hojas opuestas

La prueba de alineación de las hojas opuestas, se realizó usando la metodología mostrada en la sección 5.2.3, y el resultado de ésta prueba se muestra en la Figura 6-9a. En ella se puede ver el patrón mostrado por el solapamiento de los campos y la transmisión interhoja, dando como resultado unos puntos espaciados según el grosor de la hoja del colimador.

La Figura 6-9b muestra el perfil de dosis relativa cuando el eje X es igual a 0, es decir justo en el solapamiento de los campos. En ella podemos ver los diferentes picos de dosis

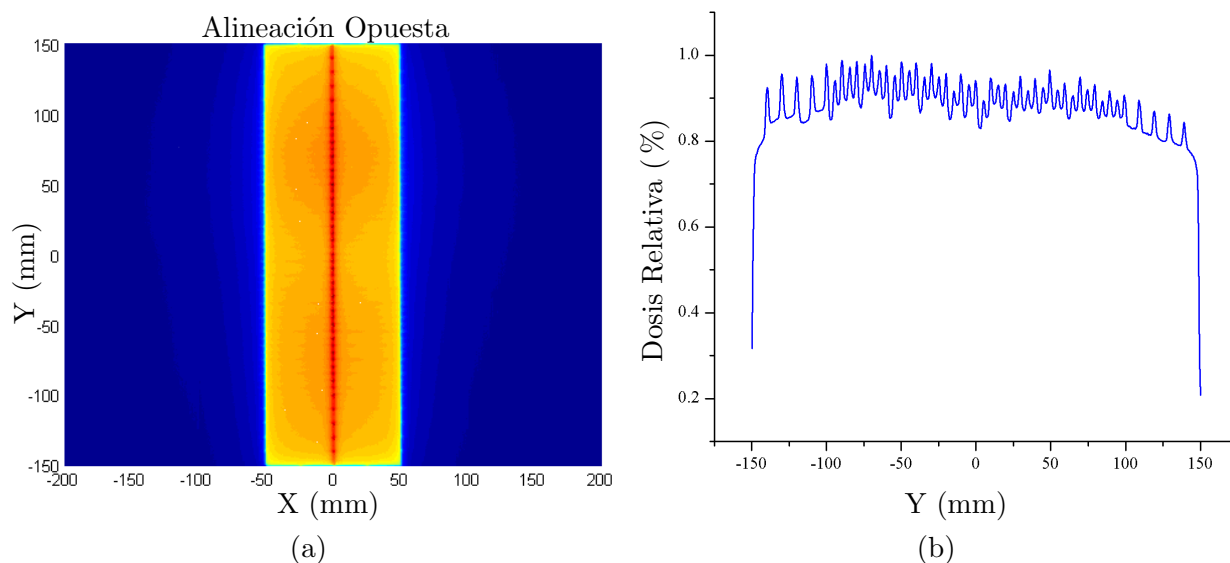


Figura 6-9: (a) Prueba de alineación de hojas opuestas. Imagen obtenida con el detector EPID. (b) Dosis relativa en a lo largo de $X=0$ mm en la prueba de alineación de hojas opuestas.

correspondientes a los puntos mencionados.

Se calculó la distancia entre cada uno de los picos de dosis y ninguno superó el milímetro de tolerancia, en la Tabla 6-5 se muestra el promedio de ésta distancia para las hojas de 5 mm y de 10 mm con su respectiva desviación estándar.

Tabla 6-5: Promedio y desviación estandar de la distancia entre los picos de la prueba de alineación de hojas opuestas.

Tamaño de hoja	Promedio de distancia entre picos	Desviación estándar
5 mm	4.9805 mm	± 0.4126 mm
10 mm	9.9610 mm	± 0.2012 mm

La desviación estándar resultante de analizar los picos entre las hojas de 5 mm, cuyo promedio es 4.9805 mm, es debido a que la separación entre pixeles del detector utilizado (EPID) es de 0.392 mm [30].

6.2.4. Garden Fence

La Figura 6-10 muestra el patrón de líneas que presenta la prueba de Garden Fence, como también muestra los perfiles obtenidos para las diferentes angulaciones del brazo, en los cuales se puede observar que coinciden los picos con los puntos donde fueron irradiados, cada 2 cm, los cuales son acordes con el posicionamiento de las multilaminas.

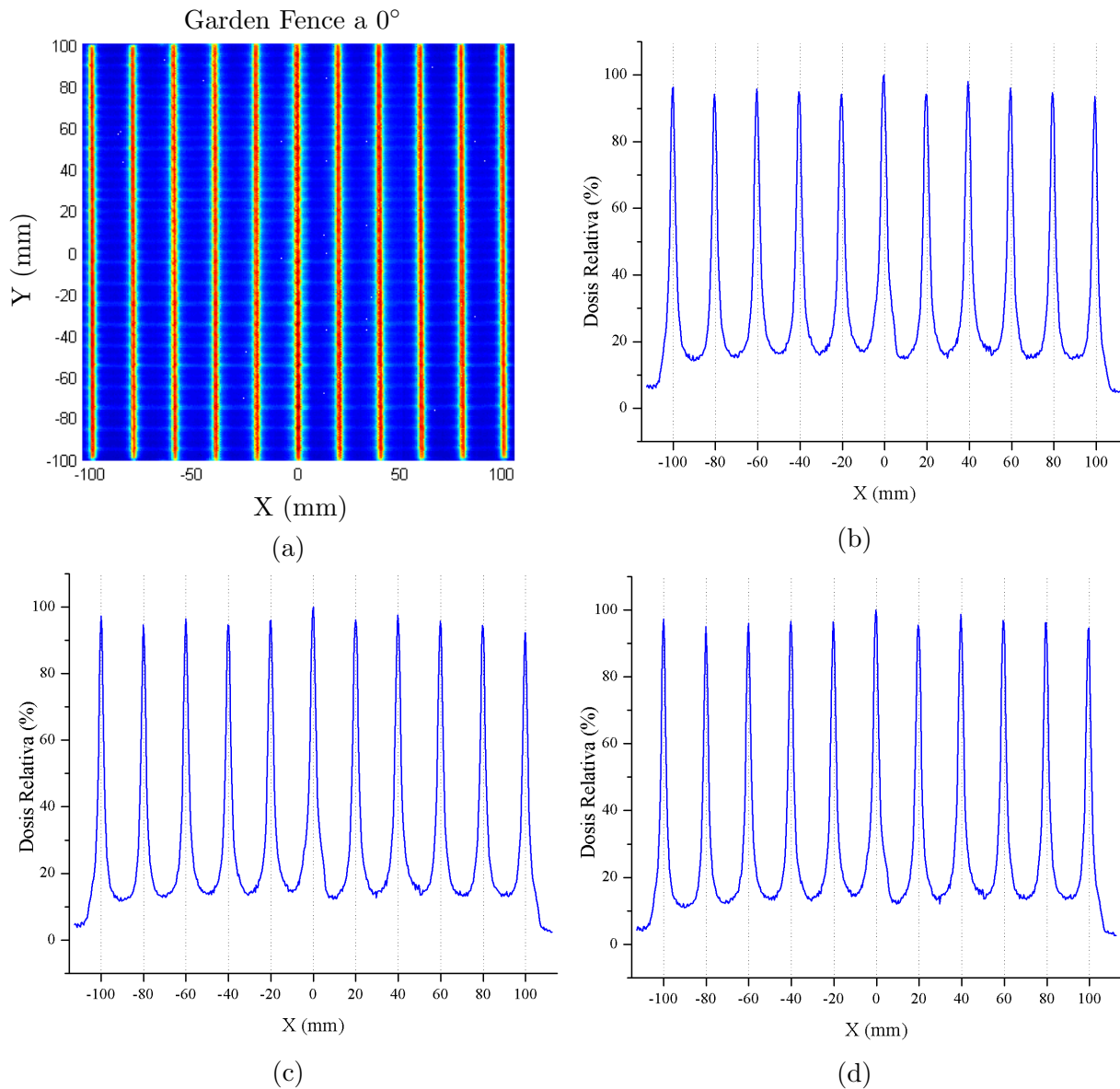


Figura 6-10: Prueba de Garden Fence para diferentes ángulos del brazo: (a) Patrón de líneas obtenido con el detector EPID. (b) a 0°. (c) a 90°. (d) a 270°.

En la Tabla 6-6 se observa el error que hay entre la posición de los picos obtenidos en la prueba y la posición esperada de ellos. En estos valor no hay una tendencia que muestre que

la fuerza de la gravedad esté haciendo efecto en el posicionamiento de las multihojas.

Tabla 6-6: Error en la posición de las multihojas a partir de los picos obtenidos en la prueba de Garden Fence a las diferentes angulaciones del brazo.

Posición esperada (mm)	Error a 0° (mm)	Error a 90° (mm)	Error a 270° (mm)
-100	0.3906	0.0000	0.0000
-80	-0.0781	-0.0781	-0.0781
-60	-0.1563	-0.1563	-0.1563
-40	-0.2344	-0.2344	-0.2344
-20	0.0781	0.0781	-0.3125
0	0.0000	0.0000	-0.3906
20	-0.0781	-0.0781	-0.4688
40	-0.1563	-0.1563	-0.5469
60	-0.2344	-0.2344	-0.6250
80	-0.3125	-0.3125	-0.3125
100	-0.3906	0.0000	-0.3906

6.2.5. Picket Fence

La Figura 6-11 muestra el patrón de líneas que se obtiene al realizar la prueba de Picket Fence, y los diferentes perfiles de las juntas de los campos para las diferentes angulaciones propuestas se muestran en la Figura 6-12. Cada perfil corresponde al patrón de línea que está a la misma altura en la gráfica.

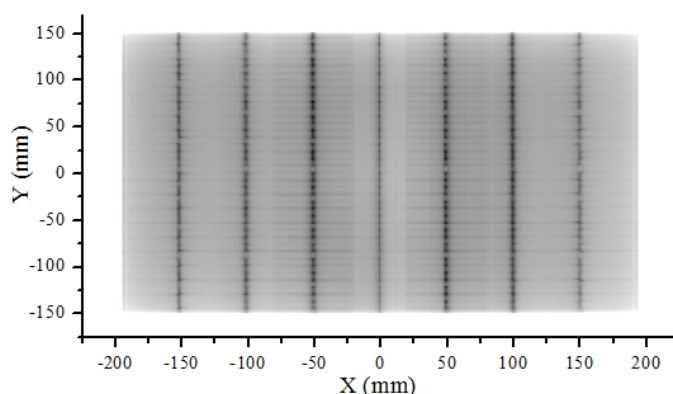


Figura 6-11: Patrón de líneas en la prueba de Picket Fence con brazo a 0°. Imagen obtenida con el detector EPID.

En los perfiles mostrados en la Figura 6-12 se puede observar que ninguno tiene una variación más allá del 20 %, condición en la cual se esperaba un falla en la posición de las hojas [19].

El valor de la diferencia en la posición de los picos de dosis máxima (Figura 6-13) se presenta

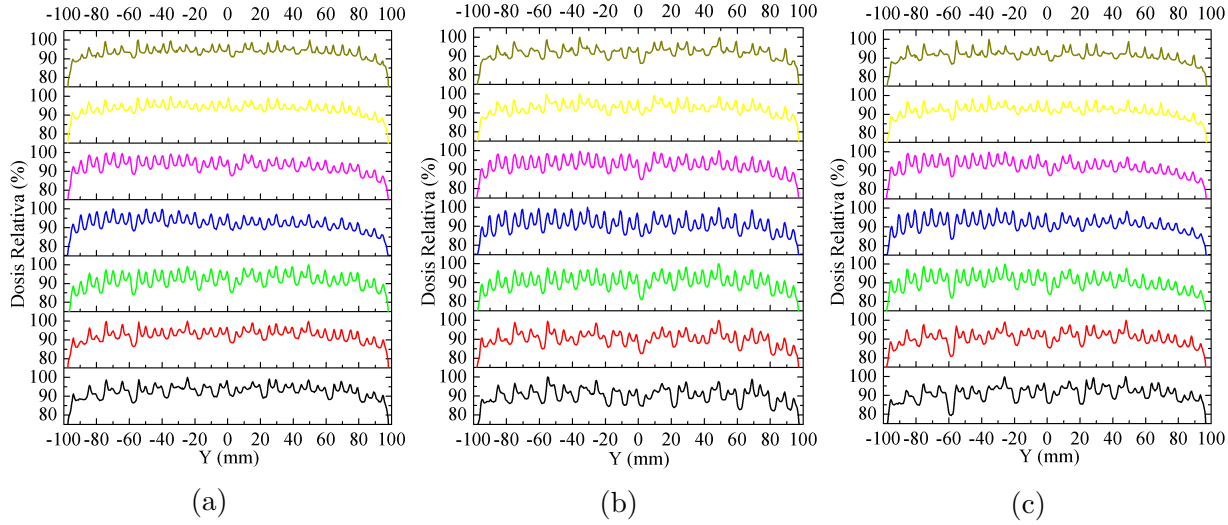


Figura 6-12: Prueba de Picket Fence para diferentes ángulos del brazo: (a) a 0° a 90° . (c) a 270° . Donde los perfiles corresponden del inferior al superior a las líneas de -150 mm, -100 mm, -50 mm, 0 mm, 50 mm, 100 mm y 150 mm del eje X que se observan en la Figura 6-11.

en la Tabla 6-7, en la cual se aprecia que ningún valor supera 1 mm, valor límite esperado. El FWHM en el pico central es de 1.95 mm.

Tabla 6-7: Error en la posición de las multihojas a partir de los picos obtenidos en la prueba de Picket Fence a las diferentes angulaciones del brazo.

Posición esperada (mm)	Error a 0° (mm)	Error a 90° (mm)	Error a 270° (mm)
-150	0.391	0.391	0.391
-100	0.3906	0	0
-50	0.3906	0	-0.3906
0	0	0	-0.78125
50	0	0	-0.7812
100	0	0	-0.7812
150	-0.391	-0.391	-0.391

6.2.6. Estabilidad de la velocidad de las hojas

La Figura 6-14 muestra una vista superior y una vista lateral de la fluencia obtenida a partir de realizar la prueba en cuestión para el banco A de multihojas, utilizando el detector de EPID y visualizados mediante el software de Portal Dosimetry, con esta información podemos calcular la estabilidad de la velocidad de las hojas mediante la pendiente de los

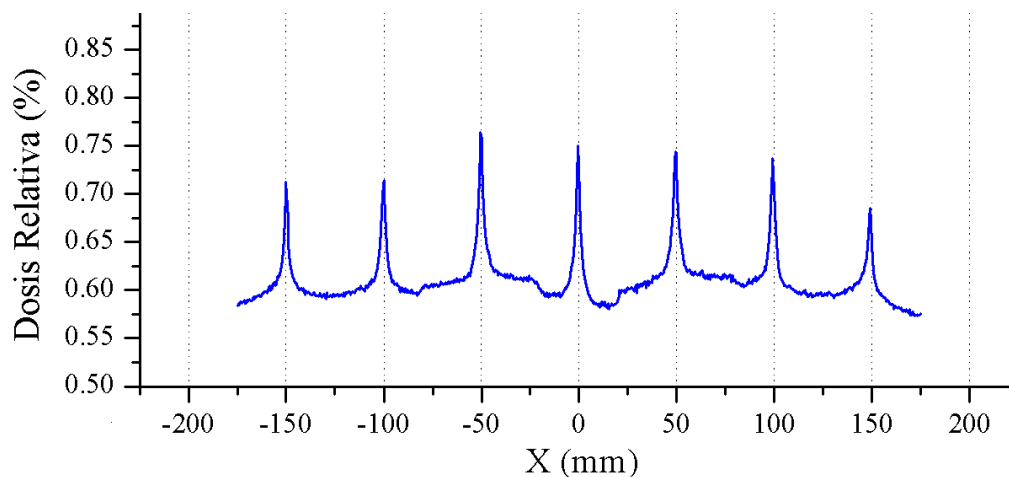


Figura 6-13: Picos de la prueba de Picket Fence con brazo a 0° .

perfiles obtenidos, realizando una regresión lineal para cada banco de hojas.

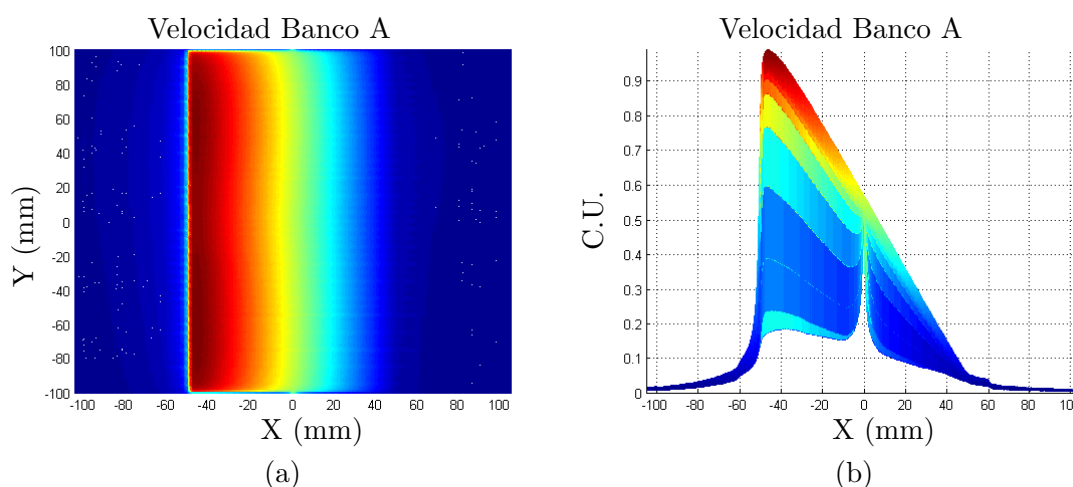


Figura 6-14: (a) Fluencia obtenida con el detector EPID, apartir de la prueba de estabilidad en la velocidad del MLC. (b) Vista lateral de la fluencia obtenida con el detector EPID.

La Figura 6-15 muestra el coeficiente de correlación lineal (R^2) obtenido para todas las multihojas que se movieron durante la prueba, se puede ver la estabilidad del coeficiente y su variación está más allá del tercer dígito.

El promedio y la desviación estandar del coeficiente de correlación lineal para cada banco se muestra en la Tabla 6-8

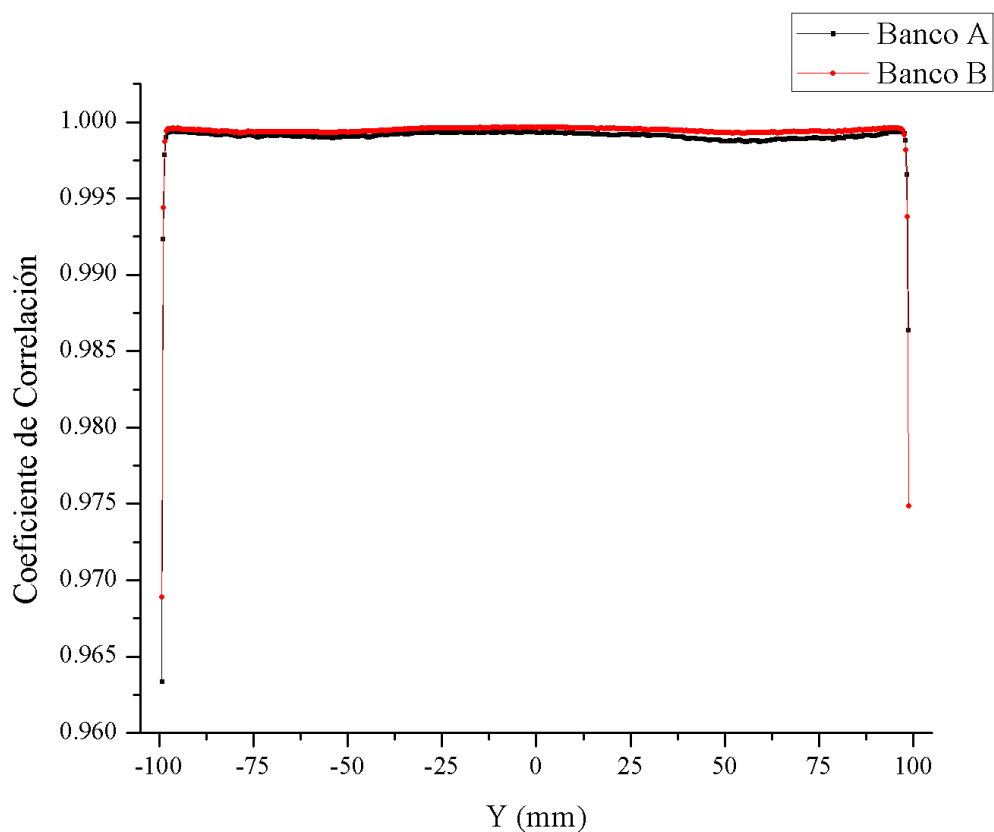


Figura 6-15: Coeficiente de correlación lineal de la pendiente del perfil de dosis de la prueba de estabilidad de la velocidad del MLC.

Tabla 6-8: Promedio y desviación estándar del coeficiente de correlación.

	Banco A	Banco B
Promedio	0.997411635	0.997564885
SD	0.021103072	0.022483754
Error	0.258836523 %	0.243511523 %

De los valores presentados en la Tabla 6-8 se puede ver que el valor de 1 está contenido en el intervalo del promedio \pm desviación estándar, además el error es menor al 0.3 % para ambos bancos de multihojas. Esto garantiza que las multihojas se están desplazando a una velocidad constante.

Aspectos Dosimétricos

6.2.7. Transmisión

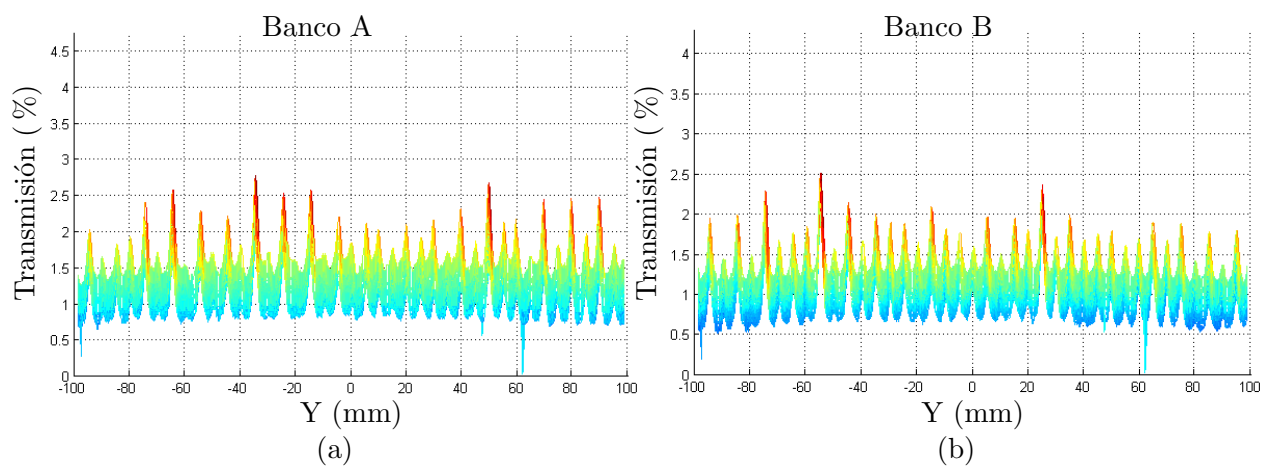


Figura 6-16: Perfil en Inplane de la transmisión de multihojas para: (a) Banco A, (b) Banco B.

En las Figuras 6-16 y 6-17 se observa que los perfiles de la transmisión a través de las hojas son menores a 1.5 % y que los máximos debidos a la transmisión entre las hojas no superan el 3 %, cuando el límite recomendado por Boyer *et al.* [19] es del 2 % para la transmisión a través de las hojas y hasta 2 % más en la región de máxima transmisión.

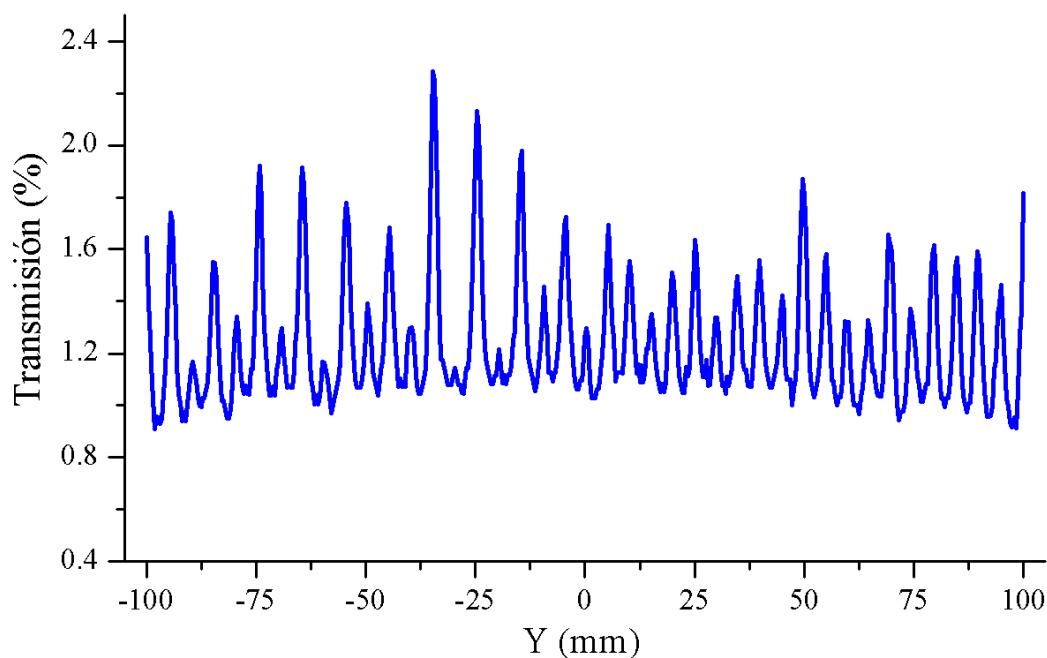


Figura 6-17: Transmisión en 0 del eje X

Factor de Transmisión

El factor de transmisión se midió utilizando la metodología descrita en la sección 5.2.7, con una cámara de ionización Farmer y el electrómetro de PTW Unidos. El valor del factor de transmisión es de 1.522 % con una desviación estandar de 0.01033 %. Este valor está dentro del límite de 5 % de transmisión que se había establecido [58].

Con esto hemos garantizado que las multihojas cumplen con los requerimientos de transmisión para realizar los tratamiento de intensidad modulada, y más allá realizar radiocirugía extracraneana mediante intensidad modulada.

6.2.8. Dosimetric Leaf Gap

La Figura 6-18 muestra los puntos de medida usados para determinar el parámetro del *dosimetric leaf gap*, su regresión lineal y el coeficiente de correlación y el valor del intercepto resaltado en color verde.

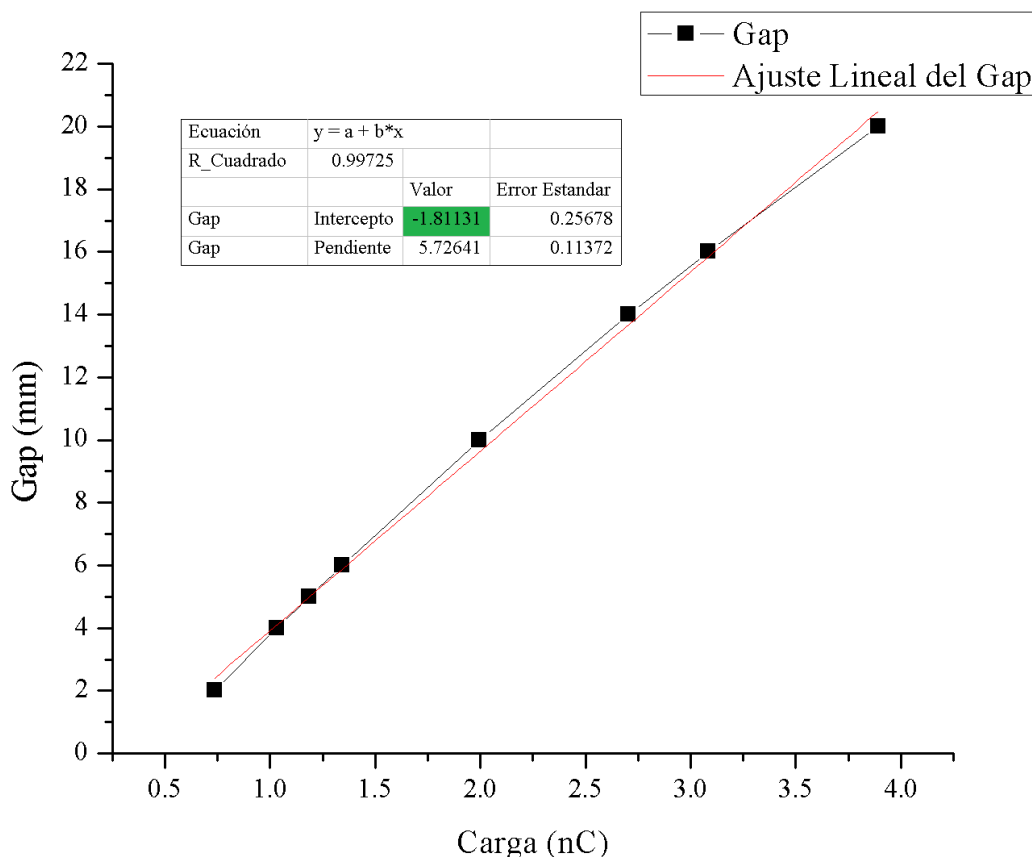


Figura 6-18: Método para hallar el valor del *dosimetric leaf gap*.

Para las medidas se seleccionaron los siguientes gaps: 2 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 10 mm, 14 mm, 16 mm, 20 mm. El coeficiente de correlación da un valor de 0.99725, lo cual garantiza que ajuste por minimos cuadrados es una linea recta. El valor del parámetro de *dosimetric leaf gap* es el valor absoluto del intercepto, es decir $DLG=1.811$ mm.

Kumaraswamy *et al.* reporta valores de DLG discriminados para cada par de hojas en dos MLC *Millennium 120*, estos valores oscilan entre entre 1.5 mm y 1.9 mm [62]. Además Lo-Sasso *et al.*, en quien se basó la metodología de medida, reporta un valor de DLG de 1.7 mm [23]. Esto da cuenta que de que el valor del dosimetric leaf gap obtenido en esta prueba es coherente con los valores reportados en la literatura.

6.2.9. Penumbra

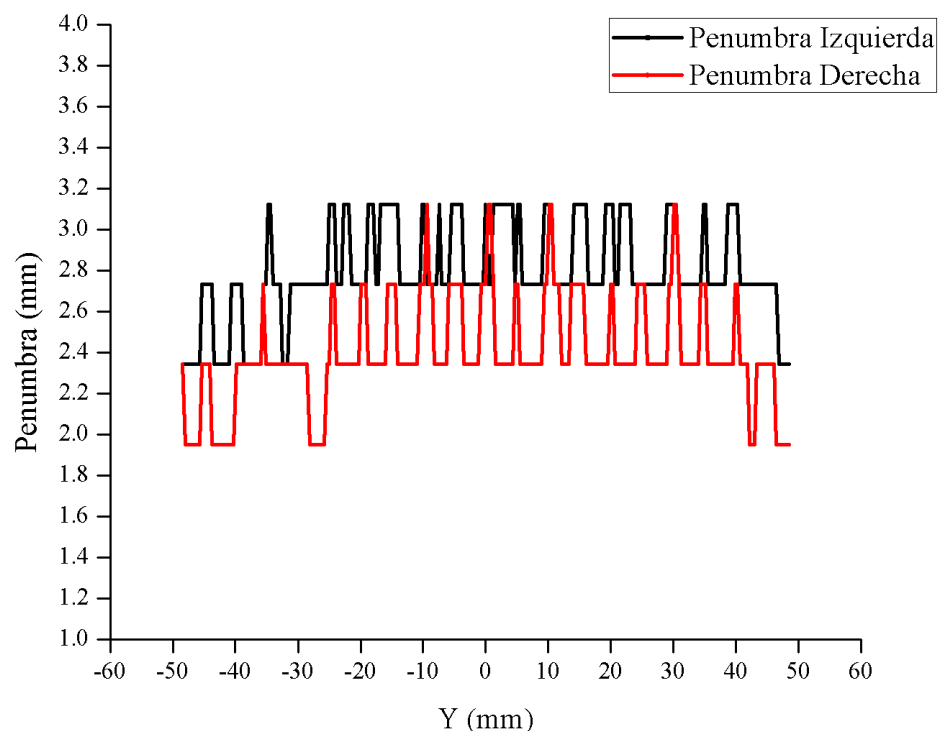


Figura 6-19: Penumbra del cuadrado ilustrado en la Figura 5-4a.

La Figura 6-19 muestra la penumbra del campo cuadrado que se ilustró en la Figura 5-4a de la sección 5.2.9 de metodología, en ella podemos apreciar la penumbra a largo del eje perpendicular al movimiento de las multihojas. Se pudo ver que esta presenta un comportamiento constante, en el cual el valor promedio de la penumbra a la izquierda (X1) es de 2.7956 mm con una desviación estándar de 0.2416 mm, mientras que la penumbra en la derecha (X2)

del campo es de 2.3955 mm con una desviación estándar de 0.2585 mm.

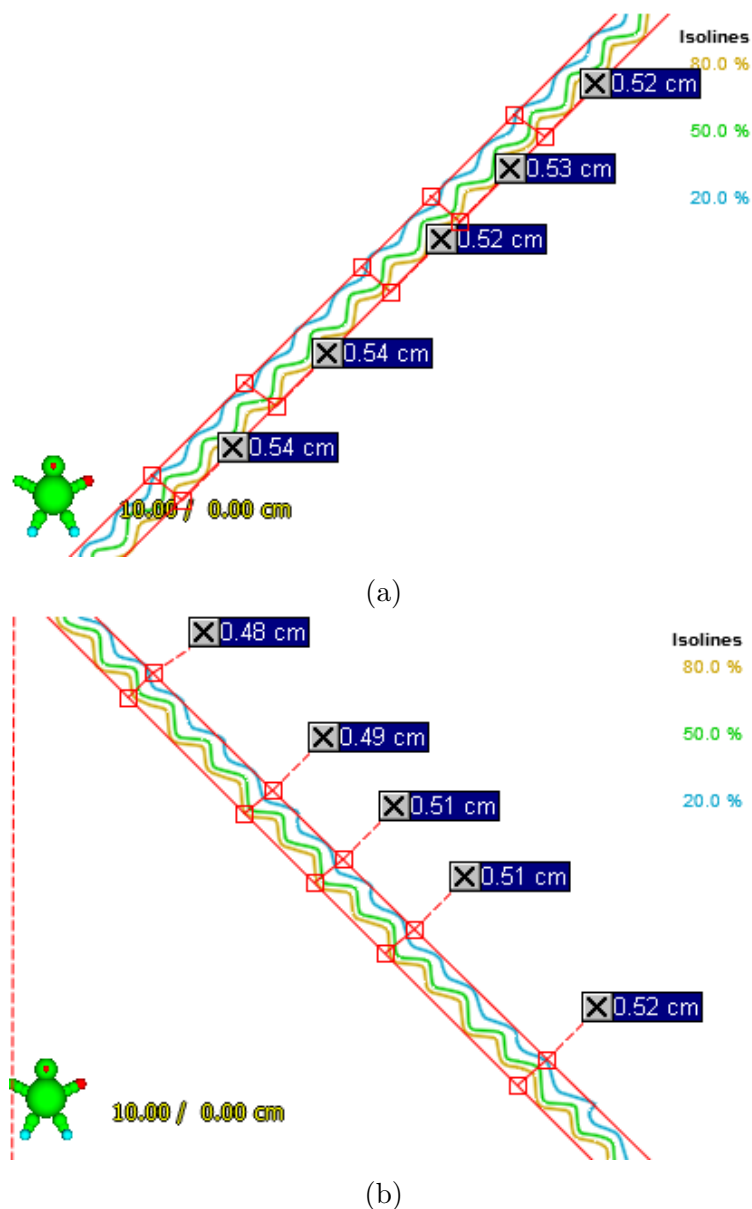


Figura 6-20: Penumbra definida para el campo rómbico mostrado en la Figura 5-4b para: (a) el banco de multihojas B en X1 y (b) para el banco de multihojas A en X2.

La Figura 6-20 muestra la penumbra del campo cuadrado que se ilustró en la Figura 5-4b de la sección 5.2.9 de la metodología. En ella podemos apreciar la penumbra definida por la tangente de las curvas de isodosis del 20 % y del 80 %, donde el valor de la penumbra hacia X1 es de $0.53 \text{ cm} \pm 0.010 \text{ cm}$ y hacia X2 es de $0.50 \text{ cm} \pm 0.016 \text{ cm}$.

La razón de que la penumbra a la izquierda del campo (X1) sera mayor es que ahí el borde del campo se encuentra más cerca del eje central haciendo que la configuración del punto focal de la fuente genere una mayor penumbra.

6.2.10. Tongue and Groove

En la Figura 6-21 podemos ver el patrón de líneas obtenido al realizar la prueba de *tongue and groove* obtenido con el detector EPID, mientras que en la Figura 6-22a se muestra un perfil promedio a partir de las medidas de esta prueba. En ella podemos ver que la mayoría de subdosificaciones presentes están de acuerdo al límite de 30 % presentado en la sección 5.2.10

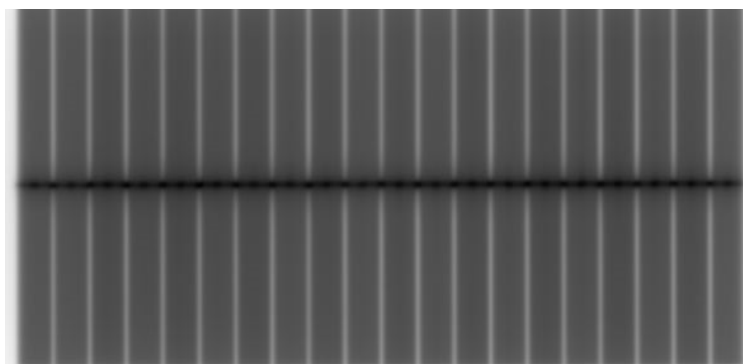


Figura 6-21: Patrón de líneas obtenido con el detector EPID, en la prueba de *tongue and groove*

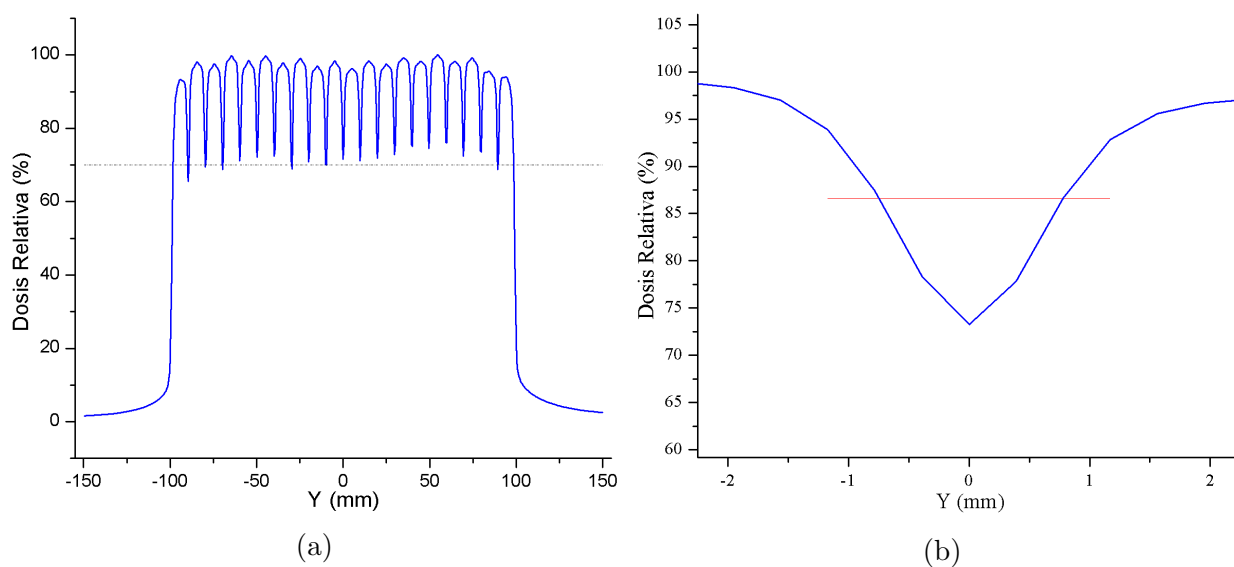


Figura 6-22: (a) Perfil promedio de la prueba de *tongue and groove*. (b) Subdosificación debida al efecto de *tongue and groove*.

La Figura **6-22b** muestra la subdosificación central, el valor de la subdosificación 26.72 % y el FWHM de esta depresión es de 1.529 mm, la valores comparables a los reportados por Sharma [63] y por Huq [58].

6.3. Dosimetría de Campos Pequeños

6.3.1. Perfiles

Para tener una idea del comportamiento del sistema de dosimetría usado para obtener los perfiles (Ver sección 5.3), se hizo una prueba de repetitividad para los puntos más relevantes del perfil, como lo son: la penumbra y la umbra. Esto se hizo para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, en una configuración SSD=100 cm y profundidad de 10 cm, las distancias fuera del eje de medida fueron de 22 mm y 33 mm para la penumbra y la umbra. Los resultados se muestran en la Tabla 6-9. Éstos dan certeza de que la variación de los datos está en un máximo de 1.2 %.

Tabla 6-9: Resultados de la prueba de repetitividad del sistema de dosimetría MP3-M y microDiamond de PTW.

Región	InPlane			CrossPlane		
	Promedio	Desviación estándar	Indice de Pearson (%)	Promedio	Desviación estándar	Indice de Pearson (%)
Penumbra	38.45	0.45	1.1647	69.76	0.56	0.7983
Umbra	5.47	0.04	0.7913	5.43	0.05	0.9598

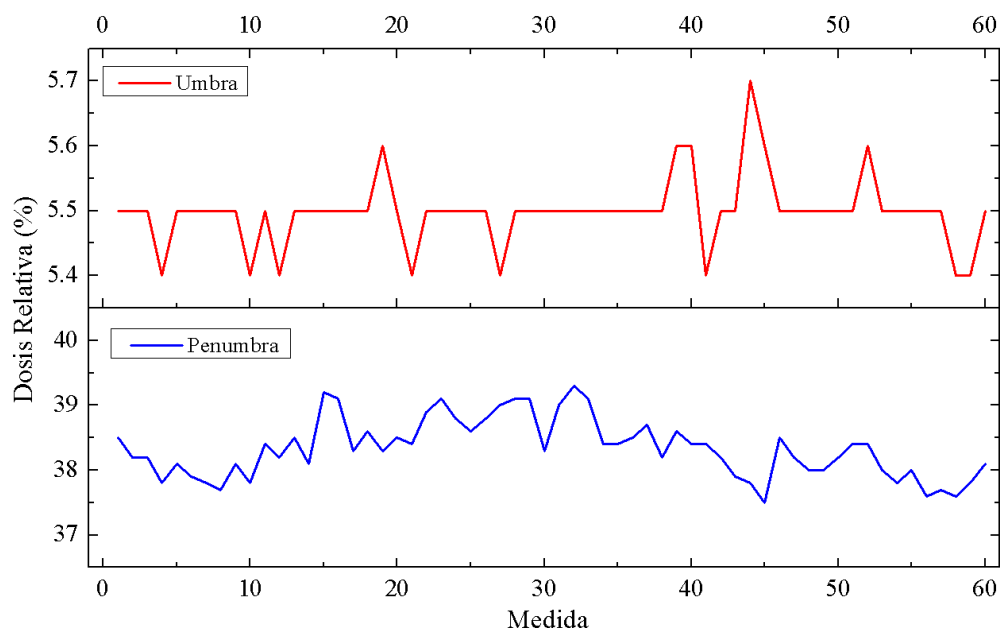


Figura 6-23: Repetitividad del sistema de dosimetría MP3-M en las regiones de penumbra y umbra para un campo de $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$.

La Figura **6-23** muestra el valor de la dosis relativa que se obtuvo en la prueba de repetitividad del sistema de dosimetría MP3-M, para cada medida de la prueba, tanto para la región de penumbra como de umbra del perfil de dosis de 4 cm x 4 cm. En esta Figura se observa que ni en la región de la umbra, ni en la región de la penumbra, la dosis relativa presenta tendencia tras la evaluación de la repetitividad en la medida, esto demuestra que no hay apilamiento ni pérdida de carga en el detector. También se observa que las medidas en la región de la umbra varían en un rango de $\pm 0.3\%$ de dosis relativa, aunque en la mayoría de las medidas se obtiene un valor estable.

Por otro lado, las medidas en la región de la penumbra varían en un rango 2.7 % de dosis relativa con alta aleatoriedad, esto se debe a que la región de la penumbra la dosis crece rápidamente, del 20 % al 80 % en aproximadamente 3 mm, es decir que si el crecimiento fuera lineal, cada 50 μm habría una variación de 1 %, esto hace que pequeñas variaciones en la posición (del orden de los micrómetros) tenga grandes cambios en la dosis medida. A pesar de esto el rango de variación de la dosis que hay en la penumbra es pequeño comparado con la variación que puede haber por cada 50 μm . Esto demuestra que el sistema MP3-M es un sistema de medida confiable.

La Figura **6-24** muestra los perfiles para los campos cuadrados conformados por las mandíbulas, mientras que la Figura **6-25** muestra los perfiles de los campos cuadrados conformados por el colimador de multihojas. Ambas figuras muestran los perfiles para los dos ejes (InPlane y CrossPlane) y a las 5 profundidades de medida que se definieron en la metodología.

Se observa que los perfiles en ambos ejes están conformados por las mandíbulas (Figura **6-24**) están casi superpuestos para cada profundidad; mientras que en los perfiles conformados por el colimador de multihojas, el perfil en el eje X (CrossPlane) es más ancho que el perfil en el eje Y (InPlane). Esto se debe a la forma como están posicionadas las hojas del colimador, ya que en el eje X el detector está haciendo el escaneo justo entre dos hojas, luego el efecto de extremo redondeado de la hoja y la transmisión interhoja se tenga una contribución de dosis importante en los bordes del campo dando lugar a un ensanchamiento del perfil medido.

En las Figuras **6-24** y **6-25** se observa que para los campos de 1 cm x 1 cm no se observa el efecto del filtro aplanador, mientras que para los demás campos, y en los campos de 2 cm x 2 cm hacia arriba no se observa claramente el efecto del filtro aplanador. Esto indica que el filtro aplanador para campos pequeños solo tiene la función de disminuir la tasa de dosis, pues no genera un efecto de planicidad observable, razón por la cual la nueva generación de aceleradores lineales médicos implementaron la modalidad *Flattening Filter Free* (FFF). Esto se confirma mediante el estudio que hace Hrbacek *et al.* [64], en el cual muestra la comparación de los perfiles de dosis con y sin el filtro aplanador. En la comparación de los campos de 1 cm x 1 cm y 2 cm x 2 cm, no hay diferencia significativa.

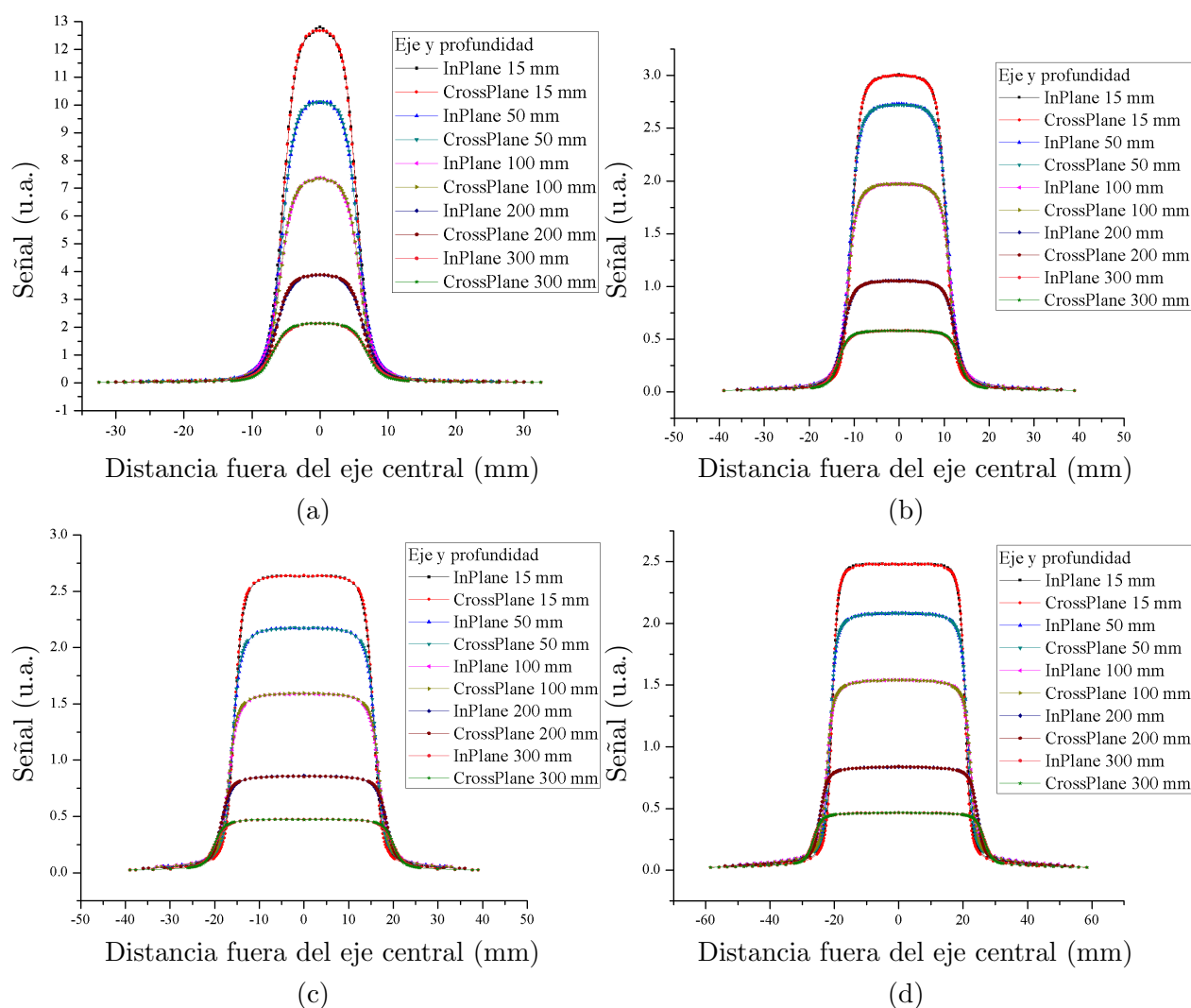


Figura 6-24: Perfiles para campos cuadrados de: (a) 1 cm^2 , (b) 2 cm^2 , (c) 3 cm^2 , (d) 4 cm^2 , conformados por el colimador de mandíbulas en el eje Y (InPlane) y eje X (CrossPlane) para las profundidades de: 15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm, 300 mm.

Tabla 6-10: Penumbra para campo cuadrados conformados por el colimador de mandíbulas a diferentes profundidades.

Tamaño de campo	InPlane - Profundidad en mm					CrossPlane - Profundidad en mm				
	15	50	100	200	300	15	50	100	200	300
$1 \times 1 \text{ cm}^2$	2.47	2.63	2.86	3.13	3.51	2.25	2.4	2.6	2.91	3.18
$2 \times 2 \text{ cm}^2$	2.98	3.21	3.31	3.69	3.95	2.72	2.77	2.86	3.11	3.44
$3 \times 3 \text{ cm}^2$	2.98	3.23	3.47	3.93	4.34	2.72	2.86	3.03	3.4	3.73
$4 \times 4 \text{ cm}^2$	2.86	3.24	3.61	4.15	4.67	2.52	2.86	3.26	3.96	4.49

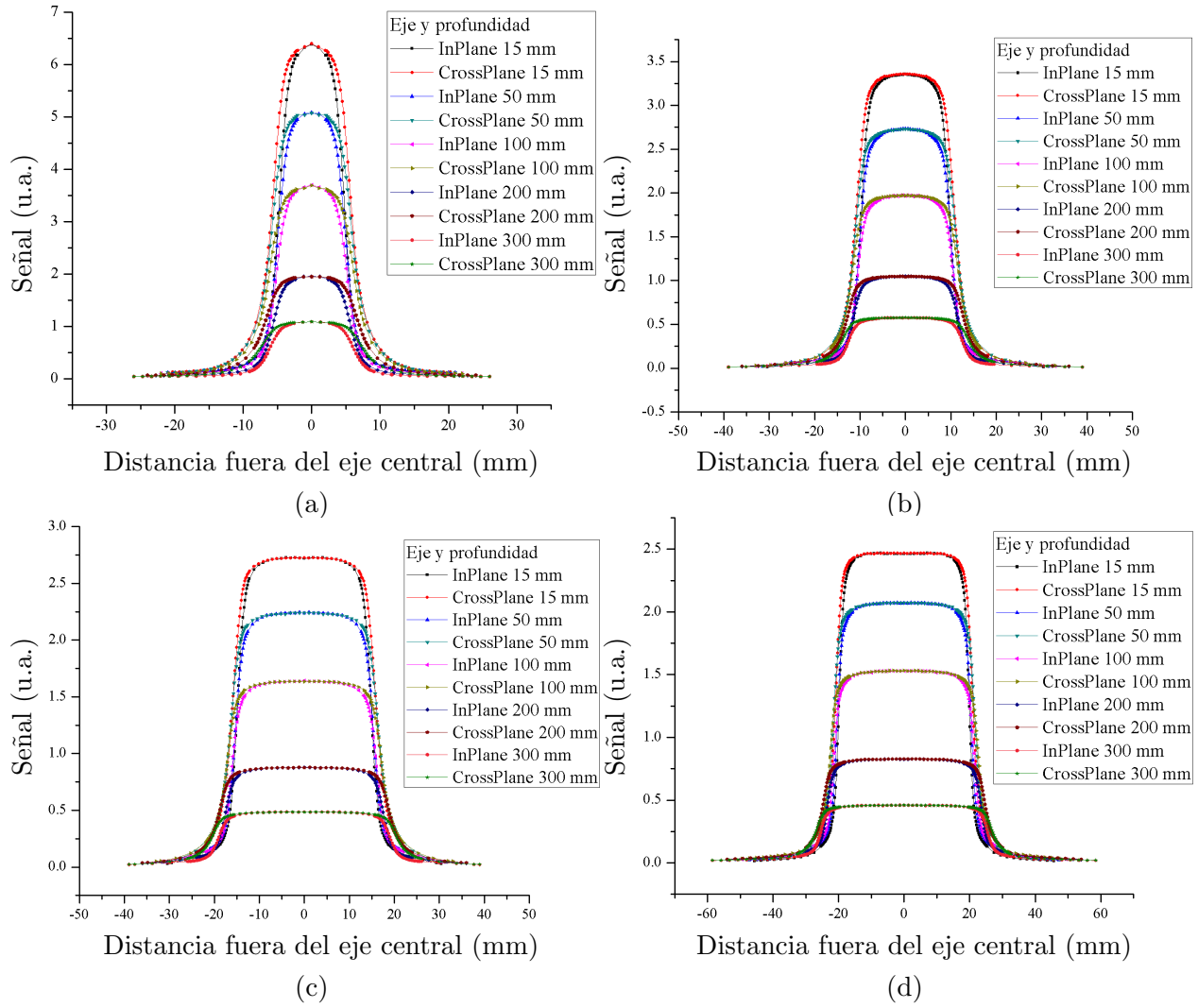


Figura 6-25: Perfiles para campos cuadrados de: (a) 1 cm², (b) 2 cm², (c) 3 cm², (d) 4 cm², conformados por el colimador de multihojas en el eje Y (InPlane) y eje X (CrossPlane) para las profundidades de: 15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm, 300 mm.

Tabla 6-11: Penumbra para campo cuadrados conformados por el colimador de multihojas a diferentes profundidades.

Tamaño de campo	InPlane - Profundidad en mm					CrossPlane - Profundidad en mm				
	15	50	100	200	300	15	50	100	200	300
1x1 cm ²	2.21	2.32	2.46	2.68	3.05	3.12	3.36	3.64	4.08	4.59
2x2 cm ²	2.61	2.76	2.93	3.19	3.39	3.68	3.84	4.02	4.4	4.9
3x3 cm ²	2.69	2.88	3.11	3.47	3.77	3.73	4	4.3	4.81	5.35
4x4 cm ²	2.41	2.76	3.09	3.6	4.11	3.41	3.85	4.27	5.05	5.82

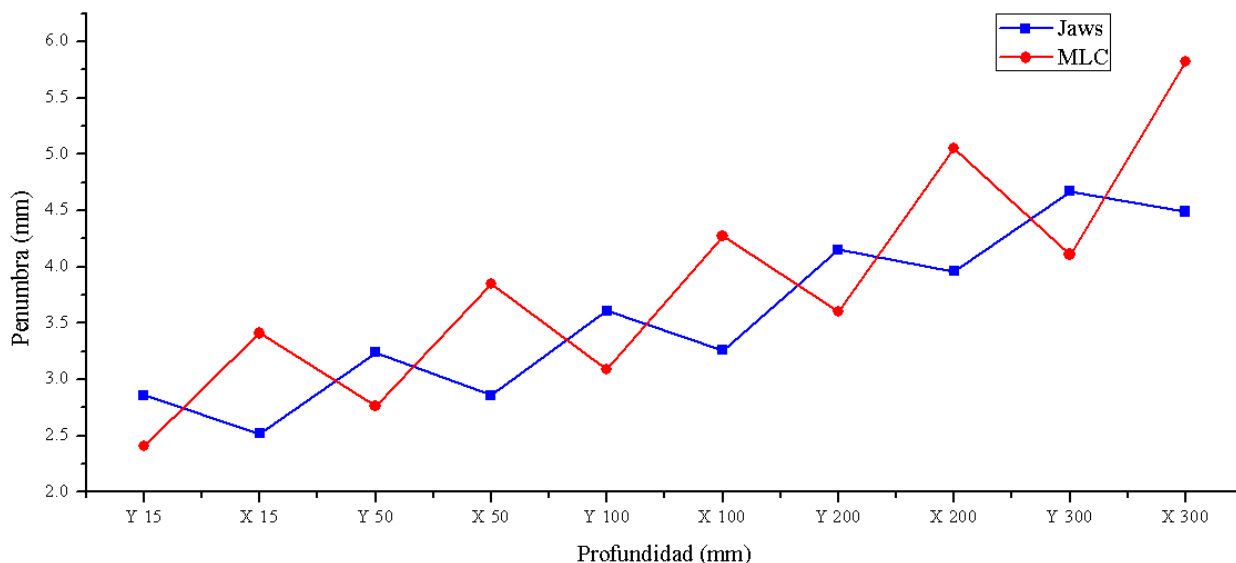


Figura 6-26: Penumbra para campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ en los ejes inplane (Y) y crossplane (X) en diferentes profundidades.

También se realizó la evaluación de la penumbra para los campos que se midieron, conformados por los colimadores de mandíbulas y de multihojas. Los valores se reportan en la Tabla 6-10 para el colimador de mandíbulas y en la Tabla 6-11 para el colimador multihojas.

De los valores reportados en las tablas 6-10 y 6-11 se seleccionaron los valores de penumbra para el campo de $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$, conformado tanto por el colimador de mandíbulas (Jaws) y el colimador multihojas (MLC) para esquematizar la variación de la penumbra. Este esquema se presenta en la Figura 6-26.

En la Figura 6-26 se observa que para la penumbra definida por el colimador de mandíbulas en el eje X (CrossPlane) siempre es menor que para el eje Y (InPlane) a la misma profundidad, esto se debe a que el base de las mandíbulas del eje Y se encuentra más cerca de la fuente virtual primaria, es decir el valor SDD de la ecuación 3-18, lo cual hace que el valor de la penumbra geométrica sea mayor, mientras que la base de las mandíbulas del eje X están mas cerca de la superficie del simulador físico en que se hace la medida. Remitiéndose nuevamente a la ecuación 3-18, éstas condiciones hacen que la penumbra geométrica del eje X sea menor comparada con la del eje Y.

También se observa en la Figura 6-26 que la penumbra del colimador de multihojas es menor para el eje Y comparada con la del colimador de mandíbulas, pero mayor en el eje X. Para explicar esto se debe tener en cuenta la Tabla 4-1 en la cual se muestra las distancias de los colimadores con respecto a la fuente virtual primaria; el colimador de multihojas está posicionado mucho más lejos con respecto a la fuente primaria que las mandíbulas de ambos

ejos. Analizando nuevamente la ecuación 3-18, la penumbra debida al MLC será menor que la penumbra debida a los colimadores de mandíbulas como se muestra en la Figura 6-26 para el eje Y. El hecho de que la penumbra en el eje X sea mayor incluso que la penumbra debida a las mandíbulas de del eje Y, se debe al efecto de extremo redondeado de la hoja y la transmisión interhoja que genera el ensanchamiento del perfil como se mencionó anteriormente y a la mayor la dispersión generada, todo ésto hace que la penumbra del MLC en el eje X sea mayor que en el eje Y y en colimador de mandíbulas.

6.3.2. Curvas de Dosis en Profundidad

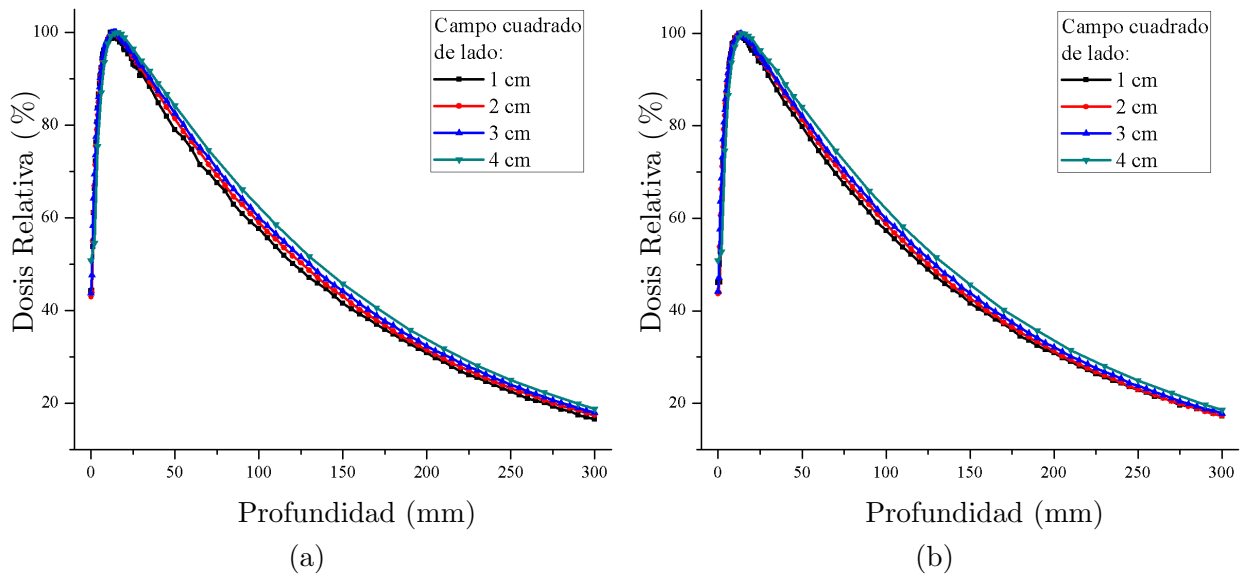


Figura 6-27: Curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos cuadrados conformados por: (a) colimador de mandíbulas, (b) colimador multihojas.

La Figura 6-27 muestra las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para los campos cuadrados conformados por el colimador de mandíbulas (a) y por el colimador multihojas (b). En ellas se observa que a medida que se disminuye el tamaño de campo también disminuye el valor del PDD a cada profundidad, tal como se esperaba.

Por otro lado, la Figura 6-28 muestra la diferencia entre los valores de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para los campos conformados por el colimador de mandíbulas y para el colimador multihojas ($PDD_{Jaws} - PDD_{MLC}$). En esta Figura se observa que a excepción del campo de 1 cm x 1 cm, la diferencia calculada más allá de la región de build-up siempre es negativa, lo que significa que los valores del PDD para los campos conformados por el colimador de multihojas son mayores, esto es un efecto del endurecimiento del haz que se produce al tener un campo conformado por MLC, tal y como lo describe Kim *et al.* [65].

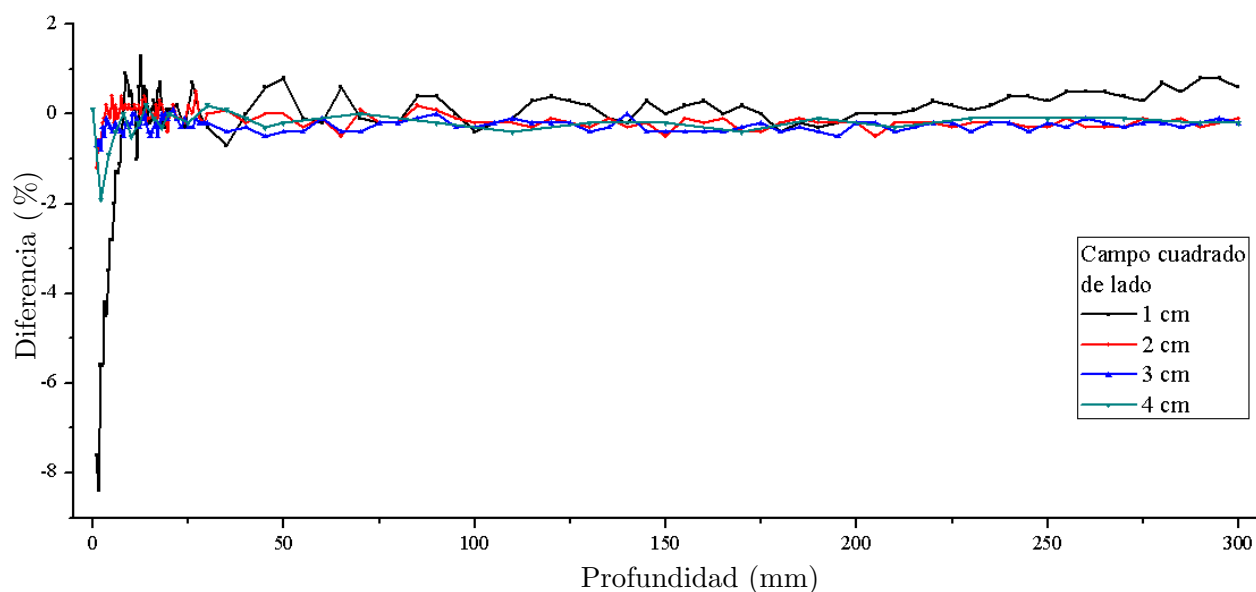


Figura 6-28: Diferencia entre los de valores de PDD obtenido para los campos por el colimador de mandíbulas y el colimador multihojas.

6.3.3. Output Factors

Se realizó la medida de los output factor de acuerdo con la metodología para Varian descrita en la Sección 5.3, y se reporta los valores obtenidos en las tablas **6-12** y **6-13** para los campos conformados por mandíbulas y colimador de multihojas respectivamente. La Tabla **6-14** muestra el incremento en el output factor cuando se hace la conformación de los campos con el colimador de multihojas respecto a cuando se hace con el colimador de mandíbulas.

Tabla 6-12: Output factors para campos conformados por el colimador de mandíbulas.

Alto (Y)	Ancho del campo (X)					
		0.5 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm
	1 cm	$0.671 \pm 2.13 \times 10^{-5}$	$0.756 \pm 2.39 \times 10^{-5}$	-	-	-
	2 cm	$0.697 \pm 2.21 \times 10^{-5}$	$0.797 \pm 2.52 \times 10^{-5}$	$0.842 \pm 2.87 \times 10^{-5}$	-	-
	3 cm	$0.701 \pm 2.12 \times 10^{-5}$	$0.806 \pm 2.54 \times 10^{-5}$	$0.857 \pm 2.70 \times 10^{-5}$	$0.875 \pm 3.07 \times 10^{-5}$	-
	4 cm	$0.704 \pm 2.13 \times 10^{-5}$	$0.811 \pm 2.45 \times 10^{-5}$	$0.866 \pm 2.94 \times 10^{-5}$	$0.888 \pm 3.11 \times 10^{-5}$	$0.902 \pm 2.83 \times 10^{-5}$

Tabla 6-13: Output factors para campos conformados por el colimador multihojas.

Alto (Y)	Ancho del campo (X)					
		0.5 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm
	1 cm	$0.722 \pm 2.29 \times 10^{-5}$	$0.778 \pm 2.46 \times 10^{-5}$	-	-	-
	2 cm	$0.749 \pm 2.39 \times 10^{-5}$	$0.822 \pm 2.48 \times 10^{-5}$	$0.863 \pm 2.72 \times 10^{-5}$	-	-
	3 cm	$0.758 \pm 2.61 \times 10^{-5}$	$0.830 \pm 2.61 \times 10^{-5}$	$0.877 \pm 2.97 \times 10^{-5}$	$0.896 \pm 2.31 \times 10^{-5}$	-
	4 cm	$0.758 \pm 2.40 \times 10^{-5}$	$0.833 \pm 2.99 \times 10^{-5}$	$0.904 \pm 2.84 \times 10^{-5}$	$0.904 \pm 2.84 \times 10^{-5}$	$0.912 \pm 2.86 \times 10^{-5}$

Tabla 6-14: Aumento en los output factors para campos conformados por el colimador multihojas respecto a las mandíbulas.

Alto (Y)	Ancho del campo (X)					
		0.5 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm
	1 cm	7.54 %	2.99 %	-	-	-
	2 cm	7.42 %	3.18 %	2.56 %	-	-
	3 cm	8.06 %	3.01 %	2.39 %	2.34 %	-
	4 cm	7.65 %	2.66 %	2.05 %	1.82 %	1.08 %

La Figura 6-29 muestra la comparación de los output factor del colimador mandíbulas y multihojas cuando el lado Y de los campos esta fijo a 4 cm. En esta Figura se observa fácilmente que el output factor del MLC es siempre mayor.

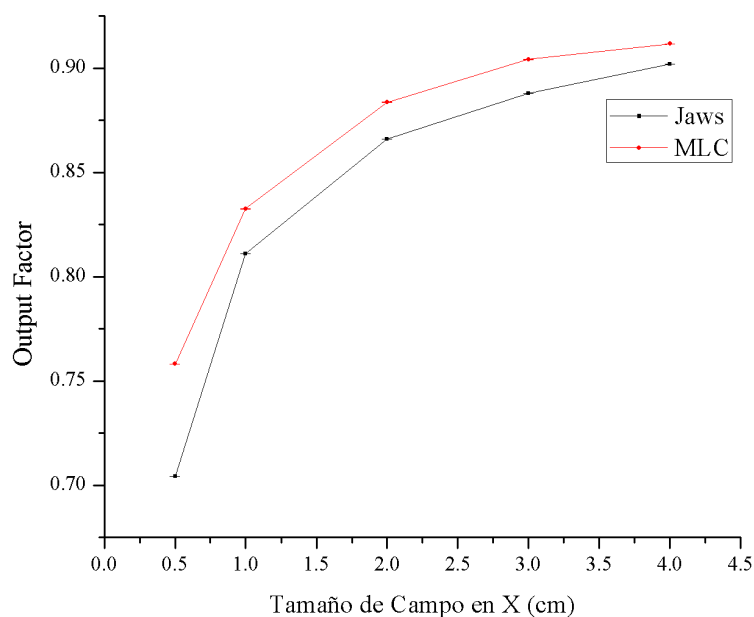


Figura 6-29: Output factor para con tamaño en Y fijo de 4 cm para el colimador de mandíbulas (Jaws) y colimador multihojas (MLC).

La Tabla 6-14 muestra una clara tendencia en el aumento del factor de dispersión total u output factor, al realizar una conformación de campos con multihojas. La diferencia entre las medidas aumenta con la reducción del tamaño de campo, esta tendencia también la reporta Murcia [22]. Esto se debe al hecho de que el colimador multihojas se encuentra más lejos de la fuente virtual y más cerca al punto de medida [58], por lo cual habrá más radiación dispersa contribuyendo a la cuenta de la dosis.

La Figura 6-30 muestra de forma gráfica los valores de output factor que se reportan en la Tabla 6-12 y en la Tabla 6-13. En esta Figura se observa que los campos con ancho (Tamaño en X) de 0.5 cm y 1 cm, el valor del aumenta de forma considerable (3.73 % 5.67 %) al pasar de 1 cm a 2 cm tamaño de campo en Y, pero al seguir incrementando el tamaño de campo en Y el output factor tiene un aumento mínimo ($\approx 1\%$). Los valores de aumento en el output factor de los campos con ancho (tamaño en X) fijo respecto al campo cuyo lado en Y es inmediatamente anterior, es decir el aumento de 2 cm respecto a 1 cm, de 3 cm respecto 2 cm y de 4 cm respecto a 3 cm en Y se muestra en la Tabla 6-15. Este comportamiento muestra que para campos delgados y largos, los analizados, el valor del output factor no recibe contribución significativa de la dispersión generada en los puntos más alejados del punto de medida. Ésto resulta en que es muy difícil dar precisión dosimétrica para los campos de ancho de 0.5 cm.

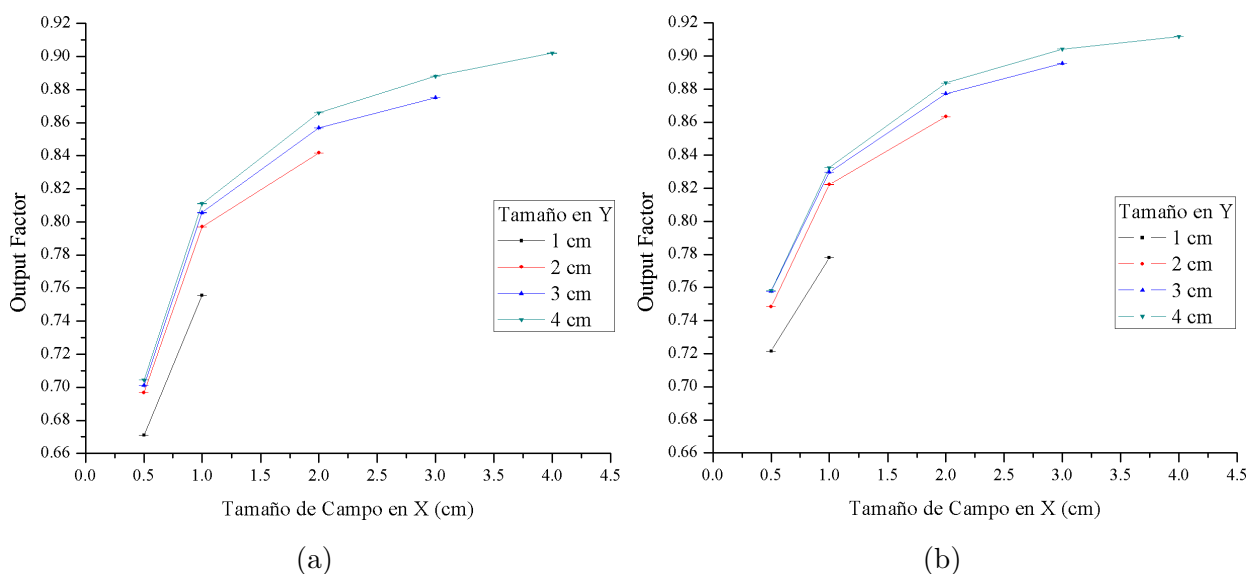


Figura 6-30: Output factors para campos conformados por: (a) colimador de mandíbulas y (b) colimador de multihojas.

Tabla 6-15: Aumento del output factors en campos rectangulares de ancho de 0.5 cm y 1 cm respecto al campo de lado en Y inmediatamente anterior.

Aumento en -respecto de	Jaws		MLC	
	0.5 cm	1 cm	0.5 cm	1 cm
2 cm - 1 cm	3.85 %	5.49 %	3.73 %	5.67 %
3 cm - 2 cm	0.619 %	1.08 %	1.22 %	0.917 %
4 cm - 3 cm	0.461 %	0.669 %	0.071 %	0.325 %

6.4. Caracterización del Sistema de Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT)

6.4.1. Bloqueos de seguridad por colisión

Al evaluar los puntos de contacto que se mostraron en la sección 5.4.1, se encontró que todos producen alarma sonora y generan bloqueo en el equipo. Esto garantiza el correcto funcionamiento de los bloqueos por colisión en los elementos evaluados.

6.4.2. Posicionamiento mecánico de los brazos ExactArm

La Tabla 6-16 muestra el valor del posicionamiento de los brazos ExactArm respecto al iso-centro del linac, medidos empleando la metodología mostrada en la sección 5.4.2. También se muestra la discrepancia del valor medido con el valor esperado. La discrepancia recomendada por Yoo *et al.* [45] es de ± 2 mm, recomendación que se cumple en los resultados mostrados.

Tabla 6-16: Discrepancia en el posicionamiento de los brazos ExactArm

	Distancia (cm)	Discrepancia (mm)
kVS	85.2	0
kVD	45.4	2
MVD	46.6	2

6.4.3. Precisión en el posicionamiento y reposicionamiento por imagen

La Figura 6-31 muestra el patrón de imagen mostrado al realizar el posicionamiento utilizando el simulador físico Marker para las imágenes tomadas usando el detector EPID y el sistema OBI. En el registro de la imagen tomada con el detector EPID se obtuvo un cambio en la posición de 2 cm en vertical y 2 cm en longitudinal, por lo cual la discrepancia fue de 0 cm.

En el registro de la imagen tomada con el sistema OBI, se hizo necesario un cambio en la posición de 2 cm en vertical y 2.1 cm en longitudinal, por lo cual la discrepancia fue de 0 cm y 0.1 cm respectivamente. Los valores de discrepancias reportados se encuentran dentro de las tolerancia de 2 mm recomendada en la metodología para tratamientos de SBRT.

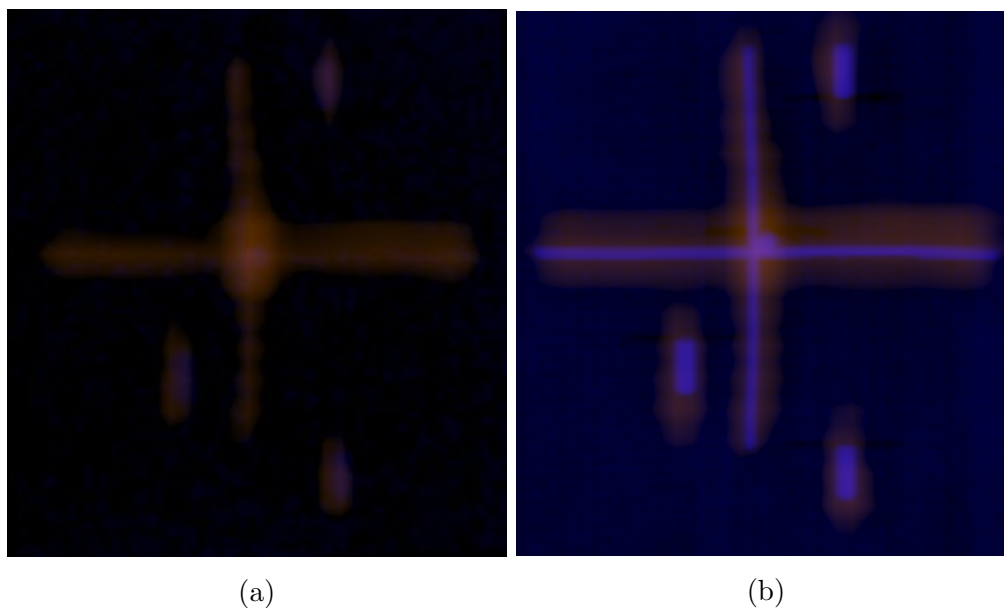


Figura 6-31: Patrón mostrados en la prueba de reposición en imágenes de (a) MV y (b) kV.

6.4.4. Coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen y de tratamiento

Como se mencionó en la Sección 5.4.4, la evaluación en la coincidencia del eje de coordenadas se puede ejecutar empleado el simulador físico Marker o el simulador físico Isocentar Cube, por ésto se usó el simulador físico Isocentar Cube en la prueba del EPID, mientras que el simulador físico Marker se usó en la prueba del sistema OBI.

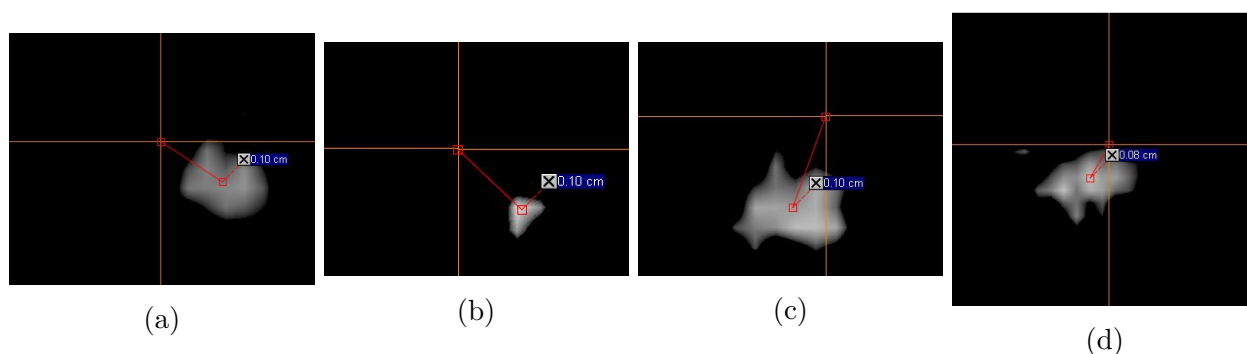


Figura 6-32: Prueba de coincidencia de los ejes de coordenadas para EPID, utilizando el simulador físico Cubo de isocentro. En angulaciones del brazo : (a) 0°, (b) 90°, (c) 180°, (d) 270°.

La Figura 6-32 muestra la diferencia que se obtuvo entre el isocentro de adquisición y la

marca radio-opaca que tiene el simulador físico Isocentar Cube es su centro. En ella se puede observar que las diferencias para los ángulos evaluados fueron de 1 mm a excepción de 270° en el cual se obtuvo 0.8 mm. Esto garantiza que la coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen usando el EPID y de tratamiento, cuenta con la tolerancia recomendada por Klein *et al.* [51] para tratamientos de SBRT.

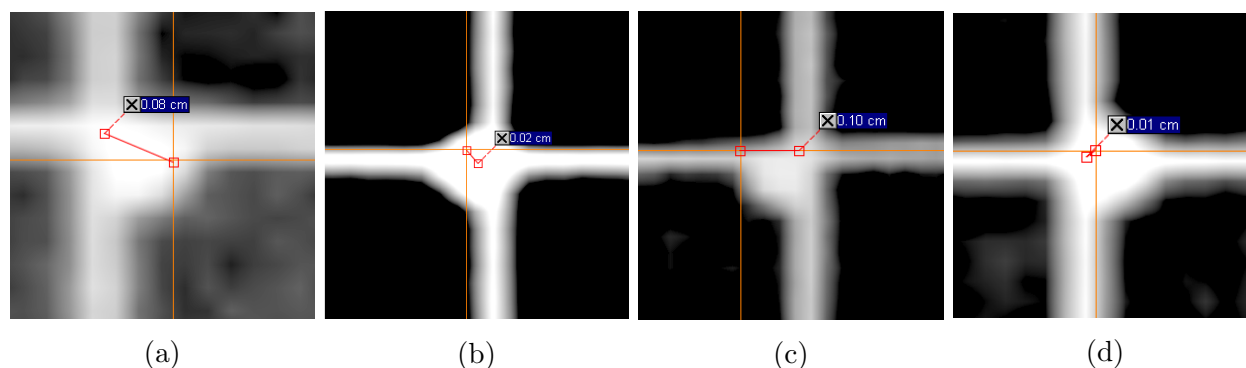


Figura 6-33: Prueba de coincidencia de los ejes de coordenadas para OBI, utilizando el simulador físico Marker. Cuando el tubo de rayos X tiene una angulación de: (a) 0°, (b) 90°, (c) 180°, (d) 270°.

En el caso del sistema OBI, la Figura 6-33 muestra la diferencia que se obtuvo entre el isocentro de adquisición y la marca radio-opaca que tiene el simulador físico Marker. En esta Figura se observa que la máxima diferencia entre los ejes de coordenadas es de 1 mm. Este resultado garantiza que la coincidencia del eje de coordenadas de la toma de imagen usando el sistema OBI y el eje de tratamiento, cuenta con la tolerancia recomendada por Klein *et al.* [51] para tratamientos de SBRT.

6.4.5. Precisión en la escala

La evaluación en la precisión de la escala se hizo para el sistema de OBI utilizando la placa *Blade Calibration*. La Figura 6-34 muestra el resultado de efectuar la verificación de la escala. En la Figura se aprecia que hay una diferencia máxima de 0.5 mm, este valor cumple con la tolerancia de 1 mm descrita por Klein *et al.* para tratamientos de SBRT.

6.4.6. Resolución espacial y contraste

MVD

La prueba resolución y contraste para el detector EPID se realizó usando el simulador físico Las Vegas. La Figura 6-35 muestra la imagen obtenida, en ella se encierran los círculos que

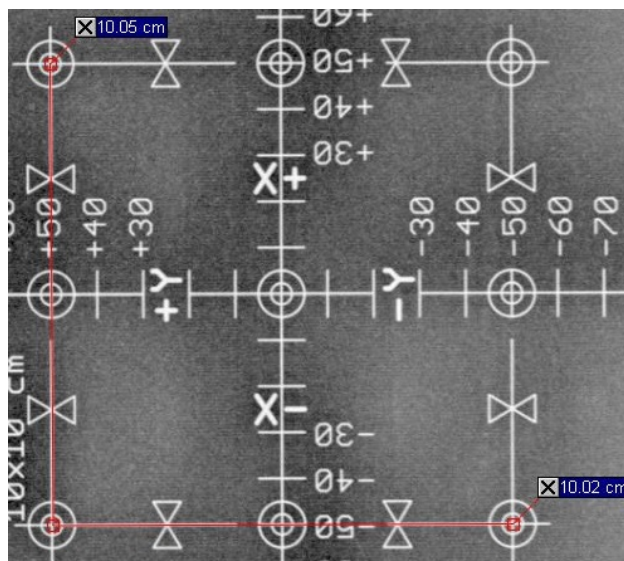


Figura 6-34: Escala en el OBI.

se pueden ver en cada fila. Se cumple el criterio propuesto en la metodología: observar la columna C5 en la fila R4 del esquema mostrado en la Figura 5-8a. Además se puede observar todos los discos recomendados por Herman *et al.* [46] en la Figura 5-8b.

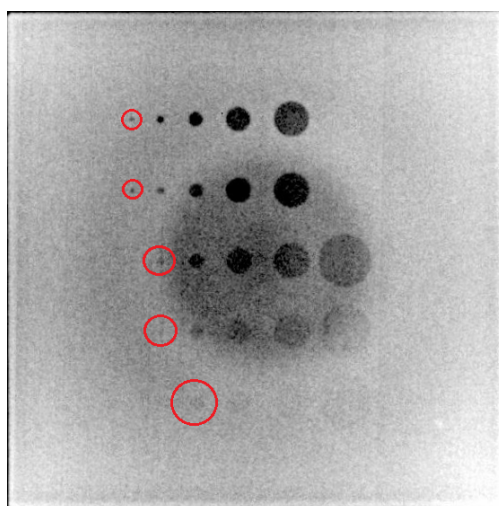


Figura 6-35: Prueba de resolución y contraste utilizando el simulador físico Las Vegas.

El valor del contraste y la resolución se calculó siguiendo el procedimiento por Chang *et al.* [47] en la sección 5.4.6 y se obtuvo un contraste de 0.6 % y una resolución espacial de 0.5 mm. Estos valores se tomaron como línea de base.

KVD

La prueba ejecutó las pruebas de resolución y contraste usando la metodología descrita en la sección 5.4.6. La Figura 6-36a muestra la imagen del simulador físico Leeds adquirida con el detector PaxScan y con parámetros para el tubo de rayos X de 75 kVp, 25 mA y 4 ms con el fin de determinar el contraste, en ella se observa que el ultimo disco identificable respecto al esquema de este simulador físico (Ver Figura 5-9), es el disco 12, encerrado en un círculo rojo. Al emplear la Tabla 5-3 se obtiene que una sensibilidad de contraste de 2.33 % correspondiente al disco 12. El valor encontrado cumple con la recomendación de Varian [60], por lo cual se acepta y se toma como línea de base.

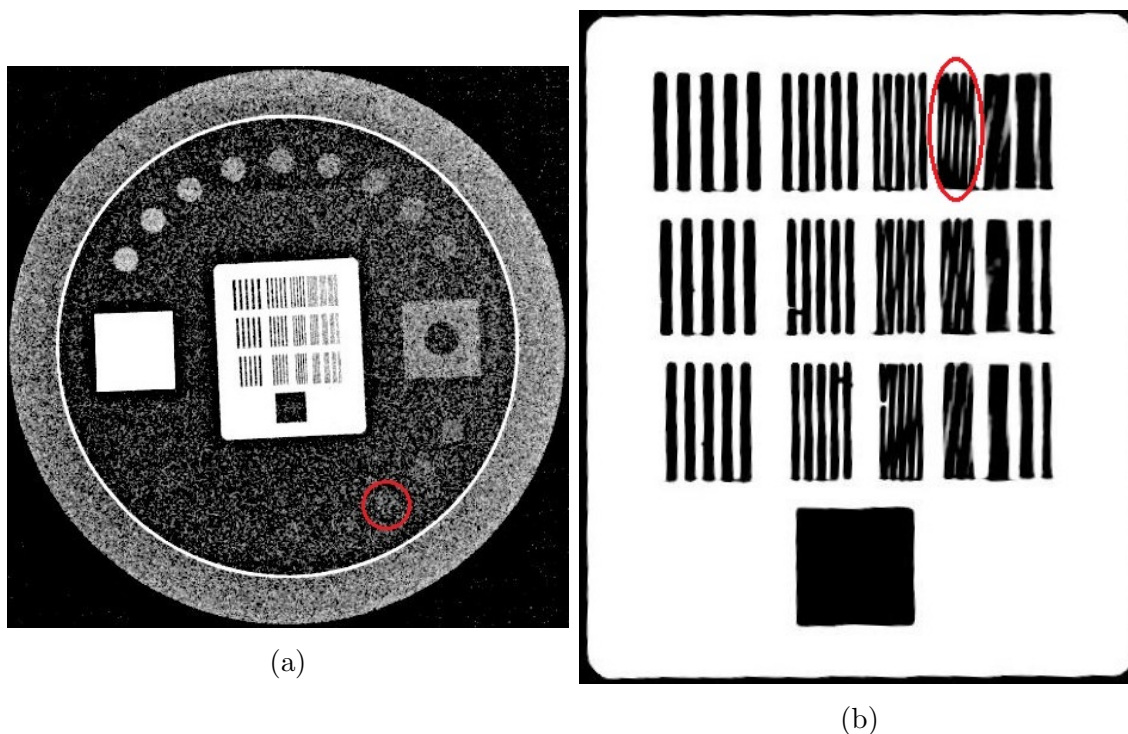


Figura 6-36: (a) Prueba de contraste utilizando el simulador físico Leeds, (b) prueba de resolución utilizando el simulador físico Leeds, para imágenes adquiridas con el sistema OBI.

La Figura 6-36b muestra la imagen del patrón de líneas en el simulador físico Leeds, usado para la determinación de la resolución del detector. La imagen fue adquirida con el detector PaxScan y con parámetros para el tubo de rayos X de 50 kVp, 80 mA y 32 ms. En ella se observa que el patrón de líneas en el cual aún se logra identificar los 4 espacios y las 5 barras está encerrado con un óvalo rojo. El óvalo mostrado en la imagen muestra el grupo de líneas 10, al emplear la Tabla 5-4 se obtiene que una resolución de contraste de 1.4 LP/mm.

6.4.7. Uniformidad y ruido

La evaluación de la uniformidad y el ruido para imágenes de MV y kV se hizo utilizando la metodología descrita en la sección 5.4.7. La Tabla **6-17** muestra los resultados de la evaluación de la uniformidad para imágenes de MV en los diferentes ROI propuestos, en esta Tabla se muestra los valores mínimos, máximos y promedio de la señal medida en la imagen, además junto con los valores de mínimo y de máximo está entre paréntesis el error respecto al promedio. También se analizó si el menor valor de los mínimos y el mayor valor de los máximos, cumple dicho criterio respecto a la media de los promedios. En los cinco ROIs analizados se obtuvo el criterio propuesto se cumplía, en el caso que hace el análisis general de todos los ROI no cumple el criterio, pero la discrepancia con el resultado esperado (5 %) fue tan solo 0.5 %, valor que no es muy alejado al esperado, por lo cual garantiza la uniformidad en las imágenes adquiridas con rayos X de MeV. El ruido se analizó siguiendo la misma metodología mencionada y se obtuvo un valor de 1.25 %, valor que está dentro de 5 % propuesto.

Tabla 6-17: Uniformidad en imágenes de MV

Posición del ROI	Mínimo (u.a.)	Máximo (u.a.)	Promedio (u.a.)
Centro	1586 (-2.4 %)	1669 (2.7 %)	1625.7
Arriba	1496 (-3.1 %)	1586 (2.7 %)	1544.4
Abajo	1565 (-2.9 %)	1660 (3.0 %)	1612.2
Izquierda	1523 (-2.4 %)	1603 (2.7 %)	1560.5
Derecha	1531 (-2.5 %)	1612 (2.6 %)	1570.8
Todos	1496 (-5.5 %)	1669 (5.5 %)	1582.72

La Tabla **6-18** muestra los resultados de la evaluación de la uniformidad para imágenes de kV de forma similar a cómo se reportan para las imágenes de MV. En este detector se obtiene concordancia con el criterio propuesto tanto al analizar los ROI individualmente, como al analizarlos de forma general. Este resultado permite garantizar la uniformidad en las imágenes adquiridas en el sistema OBI con rayos X de keV. El ruido obtenido en las imágenes de kV usando la metodología descrita fue de 0.27 %, , valor que está dentro de 5 % propuesto.

Tabla 6-18: Uniformidad en imágenes de kV

Posición del ROI	Mínimo (u.a.)	Máximo (u.a.)	Promedio (u.a.)
Centro	57456 (-0.9 %)	58448 (0.8 %)	57980
Arriba	57401 (-0.8 %)	58595 (1.3 %)	57836.4
Abajo	57657 (-0.6 %)	58391 (0.6 %)	58025.4
Izquierda	57365 (-0.7 %)	58210 (0.7 %)	57789.8
Derecha	57575 (-0.9 %)	58530 (0.7 %)	58094.5
Todos	57365 (-1.0 %)	58595 (1.1 %)	57945.22

6.4.8. Calidad del haz y de dosis de la imagen

MV

Al ser imágenes tomadas con el mismo haz de tratamiento, la calidad del haz se evalúa de la misma forma que se hizo en la sección 5.1.10. El resultado de ésta verificación se mostró en la sección 6.1.10, en donde se obtiene un $\text{TPR}_{20,10}$ de $0,669 \pm 6,78 \times 10^{-4}$. Este valor se toma como línea de base para verificar su constancia posteriormente.

KV

La determinación de la calidad del haz y la dosis en imágenes de kV se hizo mediante la metodología descrita en la sección 5.4.8. El detector empleado fue el sistema NOMEX (Figura 4-10). Se realizó la prueba de repetitividad al detector en el protocolo que tuviera el máximo el mínimo kVp de la Tabla 5-5 que se muestran en la metodología, a saber: Pelvis-Lat-Large y Extremity.

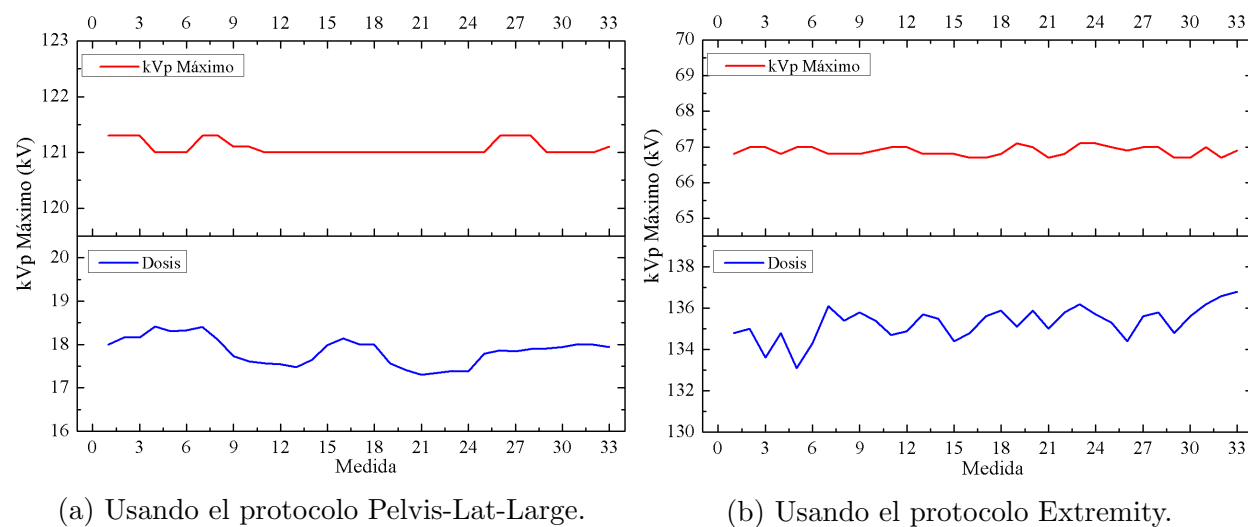


Figura 6-37: Repetitividad del sistema de dosimetría NOMEX.

La Figura 6-37 muestra el comportamiento de las medias de dosis y kVp máximo para los protocolos de Pelvis-Lat-Large y Extremity. Estas figuras muestran un comportamiento constante, aleatorio y sin tendencia. Esto se corrobora con los valores de desviación estándar e índice de Pearson que se muestran en la Tabla 6-19, en la que observa que la variación de la medida de la dosis es como máximo de un 1.8% y la variación de la medida de kVp es como máximo de 0.2%. Ésto ratifica que el sistema de dosimetría NOMEX es confiable.

Tabla 6-19: Resultados de la prueba de repetividad del sistema de dosimetría NOMEX.

Protocolo	Dosis			kVp máximo		
	Promedio (mGy)	Desviación estándar (mGy)	Índice de Pearson (%)	Promedio (kV)	Desviación estándar (kV)	Índice de Pearson (%)
Pelvis-Lat-Large	17.86	3.20×10^{-1}	1.79	121.8	0.13	0.11
Extremity	0.135	7.99×10^{-7}	0.59	66.89	0.133	0.198

La Tabla **6-20** muestra los resultados de realizar medida de la dosis y la calidad del haz en imágenes obtenidas con rayos X de keV para todos los protocolos disponibles, los cuales se muestran en la Tabla **5-5**. Los valores de dosis obtenidos se toman como línea de base para verificar la constancia posteriormente. Por otro lado el valor de voltaje pico medido respecto al esperado tubo una discrepancia máxima del 3.14 %.

Tabla 6-20: Resultados de calidad del haz y dosis en imágenes de kV

Protocolo	Dosis (mGy)	kVp	kVp medido	Error en kVp (%)	HVL (mm de Al)
Pelvis-AP-Med	0.575	75	76.4	1.87	2.87
Pelvis-Lat-Med	8.505	105	106.0	0.95	4.41
Pelvis-AP-Large	0.915	75	76.2	1.60	2.87
Pelvis-Lat-Large	17.86	120	121.0	0.83	5.09
Head-AP	0.797	100	102.6	2.60	4.05
Head-Lat	0.253	70	72.2	3.14	2.62
Extremity	0.135	65	66.8	2.77	2.54
Thorax-AP	0.291	75	77.3	3.07	2.86
Thorax-Lat	3.572	95	96.3	1.37	3.84
Abdomen-AP	2.066	80	80.6	0.75	3.19
Abdomen-Lat	2.901	85	86.0	1.18	3.37

7 Conclusiones

Se puede afirmar que el acelerador lineal está operando dentro de los límites de seguridad, pues no hubo una discrepancia mecánica mayor a 1 mm, tal como lo recomienda Klein *et al.* [51]. La calidad el haz (TPR) tiene un error en la exactitud de 0.15 %, la dosimetría de calibración tuvo un error de 0.51 % y los valores de planicidad y simetría garantizan que los perfiles del haz son consistentes y uniformes [55].

En cuanto a la caracterización mecánica del sistema de colimación multihojas se puede decir que al estar dentro de las tolerancias recomendadas por Klein *et al.* [51], Benedict *et al.* [2] y Boyer *et al.* [19], éste es apto para realizar modulación (IMRT ó VMAT) en tratamientos de SBRT. De la caracterización dosimétrica se puede decir que los parámetros se encuentran en los rangos esperado garantizando así la seguridad de los tratamiento [2, 19, 51].

En la repetitividad del sistema de dosimetría MP3-M junto con el diamante en la región de penumbra se obtuvo una variación máxima de 1.2 %, lo que lo hace un sistema confiable, pues es menor al 2.5 % recomendado por el Informe 24 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación [12, 66].

Los perfiles de campos conformados por multihojas en el eje de CrossPlane se ensancha debido a la transmisión interhoja y del extremo redondeado de hoja. También se observó que la penumbra de los campos conformados por el colimador de mandíbulas en el eje X es siempre menor que en el eje Y para una misma profundidad debido a la disposición en que se encuentran estos colimadores. La penumbra de los campos conformados por el colimador de multihojas es mayor en el eje X debido a la transmisión y al ensanchamiento del perfil en este eje, mientras que la penumbra del eje Y es menor que la penumbra debida a las mandíbulas, esto ya que el colimador MLC se encuentra más lejos de la fuente virtual primaria.

Los campos de 1 x 1 cm² y 2 x 2 cm² carecen de planicidad, explicando así que las nuevas generaciones de aceleradores lineales médicos, implementaran la modalidad *Flattening Filter Free* para tratamientos que usan campos pequeños como la radiocirugía extracraneana.

El porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de acuerdo a la Figura 6-27, disminuye a medida que el campo de radiación también disminuye. Igualmente podemos decir que los campos conformados con multihojas presentan efecto de endurecimiento del haz, lo cual se debe posiblemente a que el mínimo en el coeficiente de atenuación para el tungsteno es ~ 4 MeV [65].

El factor de dispersión total siempre es mayor cuando se conforma un campo con multihojas que cuando se hace con el colimador de mandíbulas, esto se debe a que la radiación dispersa por el MLC contribuye a la medida. Para campos rectangulares estrechos y largos, las partes más exteriores del campo no tienen una gran contribución en el valor del output factor, como el caso de los output factor de los campo que tiene ancho igual a 5 mm, haciendo que sea difícil dar precisión dosimétrica.

La caracterización del sistema de guía de imágenes se puede decir que tiene una precisión mecánica dentro de los límites para usar en SBRT [25, 45–47, 51, 60]. En cuanto a lo que corresponde a los detectores en los aspectos de contraste y resolución, estos se encuentran dentro del rango de la tolerancia permitida [25, 45–47, 51, 60]. La uniformidad del detector PaxScan[®] tuvo una variación de 1.25 % y para el EPID 5.45 %, valores aceptados para la rutina de posicionamiento [45, 46].

Respecto a la calidad del haz y la dosis debida a las imágenes de keV, se garantiza la entrega de un kVp con una variación promedio de 2 % en el parámetro ingresado. La dosis por imagen es mínima, pues representa menos del 1 % de la dosis recibida en los esquemas de tratamiento.

La verificación hecha a los parámetros abordados en este trabajo, garantiza un excelente tratamiento a los pacientes que son sometidos a radiocirugía extracaneana en el Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá.

Bibliografía

- [1] International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)**. *Journal of the ICRU*, 10(1), 2010.
- [2] Stanley H. Benedict et al. **Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101**. *Med. Phys.*, 37:4078–4101, 2010.
- [3] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. *Instrucciones de uso de Millennium MLC*, 2014.
- [4] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. *Eclipse Algorithms Reference Guide*, 2011.
- [5] Lawrence S. Chin and William F. Regine, editors. *Principles and practice of stereotactic radiosurgery*. Springer, 2008.
- [6] Yasushi Nagata, editor. *Stereotactic Body Radiation Therapy: Principles and Practices*. Springer, 2015.
- [7] I Lax, H Blomgren, I Näslund, and R Svantröm. **Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. Methodological aspects**. *Acta Oncol.*, 33:677–683, 1994.
- [8] H Blomgren, I Lax, I Näslund, and R Svantröm. **Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator**. *Acta Oncol.*, 34:861–870, 1995.
- [9] Ervin B. Porgorsak, editor. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [10] Raj K. Panta, Paul Segars, Fang-Fang Yin, and Jing Cai. **Establishing a framework to implement 4D XCAT Phantom for 4D radiotherapy research**. *Journal of Cancer Research and Therapeutics.*, 15:565–570, 2014.
- [11] Suresh Rana, Kevin Rogers, Shyam Pokharel, and Chih Yao Cheng. **Evaluation of Acuros XB algorithm based on RTOG 0813 dosimetric criteria for SBRT lung treatment with RapidArc**. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 8, 2012.

- [12] Organismo Internacional de Energía Atómica, A-1400 Viena-Austria. ***DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNOS Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua***, 2005. TRS 398.
- [13] Frank Herbert Attix. ***Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry***. WILEY-VCH, 1986.
- [14] Peter R. Almond et al. **AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams**. *Med. Phys.*, 26:1847–1870, 1999.
- [15] Indra J. Das et al. **Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry**. *Med. Phys.*, 35, 2008.
- [16] George X Ding et al. **Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods**. *Phys. Med. Biol.*, 51:2549, 2006.
- [17] Indra J. Das et al. **Choice of Radiation Detector in Dosimetry of Stereotactic Radiosurgery-Radiotherapy**. *J. Radiosurg.*, 3:177–185, 2000.
- [18] P Myles, A Nahum, and J C Rosenwald, editors. ***Handbook of radiotherapy physics: theory and practice***. Taylor and Francis, 2007.
- [19] Arthur Boyer et al. **Basic Applications of Multileaf Collimators Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee**. *Med. Phys.*, 2001.
- [20] Helmut Wiedemann. ***Particle Accelerator Physics***. Springer, 2015.
- [21] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***Millennium MLC System and Maintenance Guide***, 2013.
- [22] Gabriel Murcia. **Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada**. Master's thesis, Universidad Nacional de Colombia, 2010.
- [23] Thomas J. LoSasso, Chen-Shou Chui, and C. Clifton Ling. **Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy**. *Med. Phys.*, 25, 1998.
- [24] Faiz M. Khan. ***The Physics of Radiation Therapy***. Lippincott Williams and Wilkins, third edition edition, 2003.
- [25] Jean-Pierre Bissonnette et al. **Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179**. *Med. Phys.*, 39(4):1946–1963, 2012.

- [26] Milos Djordjevic. **Evaluation of Geometric Accuracy and Image Quality of an On-Board Imager (OBI)**. Master's thesis, Stockholm University and Karolinska Institute.
- [27] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***On-Board Imager (OBI) Advanced Imaging Reference Guide***, 2015.
- [28] Dimitrios Lazosa and Jeffrey F. Williamson. **Impact of flat panel-imager veiling glare on scatter-estimation accuracy and image quality of a commercial on-board cone-beam CT imaging system**. *Med. Phys.*, 39:5639–13, 2012.
- [29] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***PaxScan 4030CB Digital Image Receptor***, 2012.
- [30] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***PortalVision aS1000 The state of the art in electronic portal imaging***, 2006.
- [31] Daniel Fransisco González Pacheco. **Comparación De Las Verificaciones Con Octavius II + 729 Y EPID En Planeaciones De Cabeza Y Cuello Y Próstata, Realizadas Con Técnica VMAT**. Master's thesis, Universidad Nacional de Colombia, 2016.
- [32] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***On-Board Imager (OBI) Advanced Maintenance Manual***, 2015.
- [33] Jeffrey V. Siebers, Jong Oh Kim, Lung Ko, Paul J. Keall, and Radhe Mohan. **Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images**. *Med. Phys.*, 31:2135–12, 2004.
- [34] C. Kirkby and R. Sloboda. **Comprehensive Monte Carlo calculation of the point spread function for a commercial a-Si EPID**. *Med. Phys.*, 32:1115–13, 2005.
- [35] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***Ionizing Radiation Detectors***, 2015.
- [36] S. Almariva, Marco Marinelli, E. Milani, G. Prestopino, A. Tucciarone, C. Verona, G. Verona-Rinati, M. Angelone, M. Pillon, I. Dolbnya, K. Sawhney, and N. Tartoni. **Chemical vapor deposition diamond based multilayered radiation detector: Physical analysis of detection properties**. *J. Appl. Phys.*, 107:014511–7, 2010.
- [37] C. Di Venanzio, Marco Marinelli, E. Milani, G. Prestopino, C. Verona, G. Verona-Rinati, M. D. Falco, P. Bagalà, R. Santoni, and M. Pimpinella. **Characterization of a synthetic single crystal diamond Schottky diode for radiotherapy electron beam dosimetry**. *Med. Phys.*, 40:021712–9, 2013.

-
- [38] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***CLINAC Linear Accelerator***, 2013.
- [39] Omar Enrique Naizzir Olave. **Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pretratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada**. Master's thesis, Universidad Nacional de Colombia, 2014.
- [40] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***Radiation Medicine QA Solutions***, 2016.
- [41] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***Manual de usuario UNIDOS E Dosímetro Universal PTW Tipo 10010***, 2007.
- [42] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***Manual del usuario Cámara de ionización Tipo 30010, 30011, 30012, 30013***, 2006.
- [43] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***microDiamond: Synthetic Diamond Detector for High-Precision Dosimetry***, 2014.
- [44] I. Ciancaglioni, Marco Marinelli, et al. **Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams**. *Med. Phys.*, 39:4493–4501, 2012.
- [45] Sua Yoo et al. **A quality assurance program for the on-board imager**. *Med. Phys.*, 33:4431–4447, 2006.
- [46] Michael G. Herman et al. **Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58**. *Med. Phys.*, 28:712–737, 2001.
- [47] Zheng Chang et al. **Imaging system QA of a medical accelerator, Novalis Tx, for IGRT per TG 142: our 1 year experience**. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 13, 2012.
- [48] Leeds Test Objects, Ltd, North Yorkshire, YO51 9UY, United Kingdom. ***Routine Test Objetc TOR 18FG***.
- [49] Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. ***Manual de usuario NOMEX: NOMEX Dosemeter T11050, NOMEX Multimeter T11049***, 2014.
- [50] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***Trilogy System and Clinac iX Instructions for Use***, 2010.

- [51] Eric E. Klein et al. **Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators.** *Med. Phys.*, 36:4197–4212, 2009.
- [52] R. K. Fulkerson and S. M. Holmes. ***User’s guide to TG-142.*** Standard Imaging, 3120 Deming Way Middleton WI 53562-1461 USA, 2013.
- [53] Martin J. Murphy et al. **The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75.** *Med. Phys.*, 33:3874–3900, 2006.
- [54] Gerald J. Kutcher et al. **Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40.** *Med. Phys.*, 21:581–618, 1994.
- [55] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***Specifications Clinac iX Accelerator***, 2013.
- [56] Iori Sumida et al. **Quality assurance of MLC leaf position accuracy and relative dose effect at the MLC abutment region using an electronic portal imaging device.** *Journal of Radiation Research*, 47:1–9, 2012.
- [57] Mark R. Arnfield et al. **A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy.** *Med. Phys.*, 27:2231–11, 2000.
- [58] M Saiful Huq, Indra J Das, Todd Steinberg, and James M Galvin. **A dosimetric comparison of various multileaf collimators.** *Phys. Med. Biol.*, 47:159–170, 2002.
- [59] Indra J. Das et al. **Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM.** *Med. Phys.*, 38:4186–4215, 2008.
- [60] Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA 94304-1030, USA. ***OBI and CBCT Periodic Maintenance Inspection (PMI) - Customer Version***, 2011.
- [61] P. Castro, D. Sevillano, F. García-Vicente, C. Ferrer, L. Pérez, and J. J. Torres. **Comparación entre protocolos para la dosimetría de haces clínicos de fotones de alta energía: IAEA TRS-398 frente a SEFM 84-1.** *Revista de Física Médica*, 8:300–307, 2007.
- [62] Lalith K. Kumaraswamy et al. **Spatial variation of dosimetric leaf gap and its impact on dose delivery.** *Med. Phys.*, 41:111711–8, 2014.

-
- [63] Dayananda S. Sharma, Prabhakar M. Dongre, Vaibav Mhatre, and Malhotra Heigrujam. **Physical and dosimetric characteristic of high-definition multileaf collimator (HDMLC) for SRS and IMRT.** *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 12:142–160, 2011.
- [64] Jan Hrbacek, Stephanie Lang, and Stephan Klöck. **Commissioning of Photon Beams of a Flattening Filter-Free Linear Accelerator and the Accuracy of Beam Modeling Using an Anisotropic Analytical Algorithm.** *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 80:1228–1237, 2011.
- [65] Jong Oh Kim, Jeffrey V. Siebers, Paul J. Keall, Mark R. Arnfield, and Radhe Mohan. **A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators.** *Med. Phys.*, 28:2497–10, 2001.
- [66] International Commission on Radiation Units and Measurements. **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures.** *Journal of the ICRU*, 1976.